Der Beinersatz

Entwicklung vom Mittelalter bis Heute

F Beck

Würzburg 1980

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik und Poliklinik Würzburg
Direktor : Professor Dr. A. Rütt

DER BEINERSATZ
ENTWICKLUNG VOM MITTELALTER BIS HEUTE

I n a u g u r a l - D i s s e r a t a t i o n

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Friederike Beck
aus
Grafenau

Würzburg, den 21. 1. 1980

Meiner Mutter

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Referent : Professor Dr. A. Rütt

Korreferent : Professor Dr. Dr. G. Keil

Dekan : Professor Dr. K.-H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung : 30. 7. 1980

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der

Universität Würzburg

INHALTSVERZEICHNIS

I.	Einleitung	S.	5
II.	Hauptteil	S.	6
	A) Amputationschirurgie	S.	6
	1. Das Risiko der Amputation im Mittelalter	S.	6
	2. Entwicklung der Operationstechniken	S.	8
	3. Amputationshöhe	S.	18
	B) Das Kunstbein	S.	20
	1. Material für den Prothesenbau	S.	20
	2. Der Stand - physiologische Überlegungen	S.	26
	3. Der Gehakt	S.	28
	4. Beinersatz im Mittelalter	S.	31
	5. Prothesenbau - Entwicklung bis heute	S.	49
	a) Kunstbeine für Unterschenkelamputierte	S.	49
	b) Kunstbeine für Oberschenkelamputierte	S.	69
	c) Kunstbeine für Hüftexartikulierte	S.	96
	6. Künstliche Gelenke	S.	104
	a) Geschichtliche Vorbemerkungen	S.	104
	b) Kniegelenk	S.	108
	c) Fußgelenk	S.	148
	d) Fußersatz	S.	170
III.	Schlußbetrachtung	S.	174
IV.	Literaturverzeichnis	S.	176

I. EINLEITUNG

Amputiert zu sein und ein Kunstglied tragen zu müssen, stellt für den Betroffenen ein vielschichtiges Problem dar. Zunächst ein medizinisches da er sich mit der Operation, den Nachbehandlungen, den Schmerzen auseinandersetzen muß, dann ein psychisches, da in unserer heutigen Gesellschaft der Verlust eines Körpergliedes = minderwertig gleichgesetzt wird. Galt es zu Beginn, den Verlust eines Gliedes zu ersetzen, was mit primitiven Mitteln gelang, so liegt heute der Schwerpunkt auf einer möglichst naturgetreuen Nachbildung.

Galten früher die Invaliden als Helden des Krieges, so wird heute der Amputierte wegen der z. T. andersartigen Indikation abgewertet, was oft verbunden ist mit einem sozialen Abstieg. So betrachtet, ist die Prothese nicht nur ein Thema für den Orthopäden und Orthopädietechniker, sondern für alle, die mit deren Trägern zu tun haben. Auch sie sollten versuchen, ihnen das Leben zu erleichtern und wieder erträglich zu machen, so wie es viele Prothesenbauer über Jahrhunderte durch ihre Ideen und Ausführungen versuchten.

In der vorliegenden Arbeit soll dargelegt werden, vor welchen Schwierigkeiten bei der Amputation der Arzt zu verschiedenen Zeiten stand und wie er sie zu bewältigen versuchte, auf der anderen Seite, mit welchen Ideen und Konstruktionen die Prothesenbauer den Forderungen, die zu verschiedenen Zeiten an das Kunstglied gestellt wurden, gerecht zu werden. Daß oftmals gute Erfindungen nur wenig Verbreitung fanden lag einmal an ungenügender Information und Weitergabe derselben, zum anderen an mangelnder Ausbildung der Prothesenbauer und oft auch in Notzeiten an dem Mangel an Material. Ungeachtet dessen sollen auch sie hier Erwähnung finden, da gute Gedanken vergangener Meister auch später oft aufgegriffen und weiterentwickelt wurden.

II. HAUPTTEIL

A) Amputationschirurgie

1.) Das Risiko der Amputation im Mittelalter

Vorbedingung für die Versorgung einer Prothese ist ein belastungsfähiger Stumpf. So liegt zunächst das Schicksal des Patienten in den Händen der Chirurgen. Dieser muß auch Rücksicht nehmen bei der Wahl der Operationstechnik auf die spätere Prothese. Umgekehrt konnten auch die Prothesenbauer erst ihre Ideen verwirklichen, als die Voraussetzungen für einen guten Stumpf durch die Chirurgen verbessert wurden. Wie man sieht, müssen also der Operateur und der Techniker Hand in Hand arbeiten, um ein optimales Ergebnis für den Patienten zu gewährleisten. So verwundert es nicht, daß erst im 19. Jahrhundert, wo erstmals derartige Operationen erfolgreich verliefen, auch allmählich der Prothesenbau sich zu entwickeln beginnt. Die Ursache dieser relativ langsam einsetzenden Entwicklung liegt darin, daß nur wenige Patienten den Eingriff einer Amputation überlebten.

Die Gründe für die geringe Überlebensquote waren hauptsächlich folgende :

1) Blutungen aus dem Gefäßstamm
2) Der Schmerz während der Amputation
3) Die Infektionsmöglichkeiten und ihre Folgen
4) Der Schock.

Deshalb stellte die Amputation für einen Chirurgen ein großes Risiko dar, trotzdem hatten sie zu Kriegszeiten oft keine andere Wahl. Mit primitivsten Mitteln, wie Glüheisen oder Ätzmittel, versuchte man die Blutungen zu beherrschen. Doch erst die Gefäßunterbindung, eingeführt

von Ambroise PARE 1552 löste dieses Problem, ferner die Erfindung des Kompressorium durch MOREL 1674 und die Weiterentwicklung zum Tourniquet durch PETIT 1718. Ein großes Hindernis für die Ausführung einer solchen Operation war auch der Schmerz - die Entdeckung der Narkose durch die Zahnärzte MORTON und WELLS - fällt erst in die Zeit von 1842 - 1847 . Wenn sich auch die Soldaten mit Alkohol zu betäuben versuchten, lag es doch an der Geschicklichkeit des Operateurs, durch Schnelligkeit den Schmerz so gering wie möglich zu halten. So wird on LARREY, dem Leibarzt Napoleons berichtet, er habe bei der Schlacht von Waterloo an einem Tag 200 Amputationen an Franzosen vorgenommen .

Weitere Feinde stellten die Bakterien dar - zu jener Zeit noch unbekannt - vor allem das Clostridium tetani und der Gasbrandbazillus. Hier brachten erst die Forschungen eines Louis PASTEUR (1822 - 1895), Robert KOCH (1843 - 1910) und NICOLAIER (1884) Licht in das Dunkel.

Zwei Beispiele über die Angst der Chirurgen vor jenem Eingriff um die Zeit seien in einigen Sätzen von BELL (1796) und Baptiste VERDUC (1721) aufgeführt (zitiert aus der Promotionsarbeit: L ' Histoire des protheses et des orthèses ' von Guy FAYAL).(17)

BELL schreibt in seinem'Lehrbuch für Chirurgie ' über die Amputation :
" Diese Operation - eine der schrecklichsten in der Chirurgie -. in der ein Glied abgesetzt wird, ist oft unumgänglich, weil es keine andere Möglichkeit mehr gibt um das Leben zu erhalten. Dennoch steht sie so sehr im Widerstreit zur Humanität, muß derjenige, der operiert wird, so große Schmerzen ertragen, daß man sie niemals vor-

schlagen sollte, wenn es nicht unbedingt notwendig ist ".

J. Baptiste VERDUC (1721) schreibt in seiner ' Abhandlung über Operationen der Chirurgie ' dazu :
" Die Amputation von Gliedern ist eine Operation, die nur unter größten Schmerzen ausgeführt werden kann. Darum empfiehlt die CELSUS als letzte Hilfe. Man sollte sie nur um äußersten Notfall durchführen ".

Zwei Statistiken aus jener Zeit, die erste aufgestellt von SEUTIN in seiner " Rede, gelesen in der akademischen Sitzung vom 26. Mai 1860 ", sollen nochmals das Risiko dieser Operation verdeutlichen:
" In der italienischen Armee sind unter Doctor SOURIER nach der Schlacht von SOLFERINO 32 verwundete Franzosen amputiert worden, 15 sind gestorben und von 34 Österreichern, die derselben Operation unterzogen wurden, sind 20 gestorben."

Eine andere Statistik, aufgestellt von CROCO in einer Rede vom 30. Juni 1860 zeigt die Verhältnisse an einem Pariser Hospital über einen Zeitraum von 1836 - 1846 :

Oberschenkelamputiert :	36	gestorben :	24	70,58 %
Unterschenkelamputiert :	67	gestorben :	42	52,68 %
Fußamputierte :	8	gestorben :	5	62,50 %
Schulteramputierte :	7	gestorben :	7	100,00 %
Oberarmamputierte:	29	gestorben :	17	38,62 %
Unterarmamputierte :	10	gestorben :	2	20,00 %

2.) Entwicklung der Operationstechniken

Die Amputationstechnik bestand znächst in der glatten Absetzung des Gliedes - Zirkelschnitt - genannt. Dieser wurde schon um Christi Geburt von CELSUS (30 v. Chr. - 50 n. Chr.)

ausgeführt. Auch später, vor allem bei Massenamputationen im Krieg, war diese Methode die einfachste und schnellste, da die Stumpfwunde nicht verschlossen zu werden brauchte.

Den zweiseitigen Zirkelschnitt führten 1718 J. L. PETIT und CHESELDEN aus, der mehrseitige Zirkelschnitt ist mit den Namen BELL und HEY verbunden. Er entsprang dem Wunsche, die Stumpfwunde besser decken zu können und besteht in einer stufenweisen Durchtrennung von Haut, Muskel und Knochen. Er ist in der endgültigen Stumpfgestaltung jedoch allen übrigen Techniken unterlegen und sollte vor allem nicht am Unterschenkel angewendet werden, wo eine gute Muskelversorgung gefordert wird. Als Abwandlung entstand der schräge Lappenschnitt, der mit dem Ziele, die Naht seitlich der Stumpfkuppe anzulegen, entwicklt wurde.

Bereits 1696 wurde von LOWDHAM, Oxford der einfache Lappenschnitt durchgeführt zur Bildung von Hautlappen. Dieser wurde meist, wie VERDUIN es empfahl, mittels der Durchstichmethode ausgeführt. Hautmuskellappen zur Deckung des Oberschenkelstumpfes bildete RAVATON (1739) mittels Schnitt, VERMALE mittels Durchstich. Bei dieser letzteren Methode wird ein langes Amputationsmesser von außen in Höhe der Absetzungsstelle des Knochens durchgestochen. Nun wird jeweils streck- und beugeseits in einem Schnitt der Hautmuskellappen gebildet. Anschließend wird das Periost zweimal zirkulär in 2 mm Abstand durchtrennt und der Knochen dazwischen durchgesägt. Der Vorteil dieser Methode liegt in der Schnelligkeit der Ausführung, der Nachteil in der wenig präzisen Muskelpräparation. Letztere wird durch die Präparationsmethode erreicht, diese wird vor allem bei der Bildung streckseitiger Lappen am Unterschenkel gefordert. Heute ist die gute Muskelplastik

besonders wichtig für die Kontaktschaftprothese, da hier die aktive Muskelkraft zur Geltung gebracht wird. Hierbei führt man am Oberschenkel eine Periostplastik aus und vereinigt darüber die antagonistischen Muskeln.

Im 18. Jahrhundert wurde vermehrt die bereits im Altertum praktizierte Absetzung der Glieder im Gelenke wieder durchgeführt. Die Vorteile dabei sah man in der geringeren Schmerzempfindung, in dem geringeren Blutverlust und in der schnelleren Wundheilung.

Im 19. Jahrhundert hielt ein neues Verfahren Eingang in die Amputationschirurgie, die Osteoplastik. Sie ist eng mit dem Namen PIROGOFF (St. Petersburg 1810 - 1881) verbunden. Sie hatte das Ziel, einen tragfähigen Stumpf zu schaffen, wobei der oberhalb der Malleolen durchgesägte Unterschenkel mit dem Processus calcaneus posterior bedeckt wurde.

Auch GRITTI (Mailand 1828 - 1920) wandte dieses Verfahren an in seiner Amputatio femoris supracondyloris osteoplastica. Das Bein wird oberhalb der Kondylen abgesetzt, die Fläche mit der in einem Hautlappen enthaltenen Patella abgedeckt. Dies fand jedoch damals und heute wenig Anhänger, da der Stumpf für eine Prothesenversorgung zu lang ist, außerdem verschiebt und verkantet sich die Kniescheibe zu oft, was sich für den Prothesenbau als ungünstig erwies.(37)

Zu diesem Zusammenhang erscheint es notwendig die Begriffe " tragfähig " und " belastungsfähig " näher zu erläutern. Tragfähig ist eigentlich nur der gesunde Fuß

zu bezeichnen, der durch seinen besonderen Aufbau, - Lederhaut, fibröse Fasern, Kammerzug und Schleimbeutel, fähig ist, die Körperlast beim Stehen und Gehen ohne Beschwerden zu tragen. Bei den Fußamputationen, so der Vorfußamputation nach SHARP oder der Exarticulatio torsometatorsea (1791) wo ein Stück Sohlenhaut erhalten ist, kann noch von einer gewissen Tragfähigkeit gesprochen werden. (18)

Tragfähig kann in diesem Sinn auch der PIROGOFF - Stumpf genannt werden. Auftrittsfläche wird hierbei das Tuber calcaneimit dem Weichteilpolster der Ferse. Um Nekrosen vorzubeugen, ist hierbei besondere Schonung der A. tibialis post und der Weichteile hinter dem inneren Knöchel notwendig.

Die Vorteile für den so Amputierten sind klar ersichtlich - er kann auch ohne orthopädische Hilfsmittel stehen und gehen, vor allem Zuhause. Vom medizinischen Standpunkt nachteilig wirkt sich die Funktionslosigkeit der Muskulatur durch den Wegfall des Fußes auf die Durchblutung aus, was nachträglich zu Atrophien führen kann. Für den Orthopädie-Mechaniker ungünstig ist die Länge des Stumpfes, was das Anbringen eines Fußgelenkes an physiologischer Stelle erschwert.
Die Bedeutung des " PIROGOFF " wird darin ersichtlich, daß bei den späteren Modifikationen nach Gunther Le FORT und SPITZY immer wieder danach gestrebt wurde als Auftrittsfläche das Weichteilpolster der Ferse zu erhalten.
Eine Abwandlung der PIROGOFF'schen Operation findet sich in der Amputation nach SJME, wobei das Tuber calcanei aus dem Fersenpolster gelöst wird. Hierbei wird wie bei der PIROGOFF'schen Methode ein vorderer Bogenschnitt und

" Steigbügelschnitt " durch die Fußsohle gelegt. Der Unterschenkelstumpf wird ebenfalls mit dem Sohlenlappen bedeckt. Wie oben erwähnt, ist auch hier die prothetische Versorgung wegen der Stumpflänge schwierig. Günstig ist sie jedoch in solchen Fällen, bei denen eine sekundäre Heilung befürchtet werden muß und eventuell Nachamputationen drohen. Dies ist vor allem bei septischen Stümpfen z. B. nach arteriosklerotischen, diabetischen oder leprösen Gangrän der Fall. Wenn auch bei uns weniger, wird diese Operationstechnik doch noch häufig im angelsächsischen Raum ausgeführt.
Die Tragfähigkeit, wie sie bei obengena-nnten Methoden erzielt werden kann, ist bei Amputationen oberhalb des oberen Sprunggelenkes praktisch nicht mehr zu verwirklichen, hier ist höchstens eine Belastungsfähigkeit möglich, wobei nur ein Teil der Körperlast auf den Stumpf übertragen wird. Was jedoch von PIROGOFF übernommen werden konnte, ist die ausreichende und spannungsfreie Deckung des Stumpfes mit Weichteilpolster. Dies ist besonders wichtig und zugleich schwierig beim Unterschenkel wegender anatomischen Verhältnisse, da die Haut direkt über dem Schienbein liegt. Deshalb werden Haut und Muskulatur unterhalb der geplanten Amputationshöhe durchtrennt, vom Knochen losgelöst und nach Versorgung von Tibia und Fibula über den Enden vernäht.

Ende des 19. Jahrhunderts wurden osteoplastische Operationen am Unterschenkel ausgeführt, so z. B. von BIER (ca. 1890) in der Hoffnung ähnlich wie bei dem PIROGOFF'schen Stumpf, Tragfähigkeit zu erzielen. Die Sägeflächen von Tibia und Fibula wurden durch einen Knochenspan bedeckt; ERTL nahm Periostspäne zur Abdeckung. Der Stumpf wurde damit nicht

tragfähig, jedoch konnte dadurch das Fibulaende fixiert werden. Heut kann man durch Entfernen der Fibula eine konische Form des Unterschenkels erzielen und dadurch gleichzeitig Haut zur spannungsfreien Abdeckung gewinnen. Durch gezielte Nachbehandlung mit speziellen Übungen kann das Stumpfende belastungsfähig werden, worauf ein Schüler von BIER hinwies.

Die Idee von BIER und ERTL hat heute noch ihre Berechtigung. LANGHAGEL (36) schlägt vor allem bei der Versorgung mit der Kontaktschaftprothese am Unterschenkel die Knochenplastik vor, verbunden mit einer Muskelplastik, da ein derartig versorgter Stumpf gute Druckbelastungsmöglichkeiten bietet und die Nerven und Gefäße geschützt liegen. Myoplastik .

Heute ist vielfach die amerikanische Amputationstechnik die sog. " fasciotendinöse Knochenstumpfdeckung " nach CARNES und KIRK zur Anwendung gelangt, wobei ein weit nach distal reichender Gastrocnemius - Faszienlappen über das Stumpfende geklappt wird und mit dem Tibiaperiost der vorderen Faszie ernährt wird.

Später erkannte man, daß eine gute Belastungfähigkeit auch durch ein gutes Weichteilpolster erreicht werden kann. Auch hier gilt wie beim Unterschenkel der Übergang vom mittleren zum unteren Drittel als günstigste Amputationshöhe. Es gibt ve schiedene Methoden zur Deckung der Sägefläche: Die Muskulatur wird zirkulär durchtrennt, der Femur 3 - 4 cm höher durchsägt und ein vorne längerer Hautlappen zur äußeren Deckung gebildet.
Bei der Durchstichmethode wird ein streckseitig längerer Haut-Muskellappen über den Stumpf geschlagen. Die KIRK'sche

tendoplastische Amputation verwendet einen vorderen Lappen aus Haut, Fascie, Quadricepssehne und Aponeurose der Vasti. Die längere vordere Fascie und die Strecksehnen werden mit der hinteren Fascie vernäht. (8)

Vor allem die Technik hat neue Wege sowohl für die Amputation als auch orthopädiemechanisch eröffnet - es ist die prothetische Sofortversorgung von Beinamputierten.

Als Begründer dieser Methode gelten Dr. Morian WEISS, Leiter der Rehabilitationsabteilung des Konstantin-Krankenhauses, Warschau und der Chirurg Dr. Michel BERLEMONT Seebach Berck.

Der Pole WEISS entwickelte die myoplastische Methode, was bedeutet, die Muskeln in dem vor der Amputation bestehenden Spannungsverhältnis zu erhalten. Dies war das Ergebnis von Überlegungen nach Versuchen, in denen er die Aktionsströme der Stumpfmuskeln Amputierter maß und eine Verringerung der Aktivität gegenüber der gesunden Muskulatur fand. Dies konnte er mit obengenannter Methode verhindern. Um eine Funktionsunfähigkeit der Muskulatur zu vermeiden, muß der Reflexbogen, über welchem das " Gehen " zustande kommt, erhalten bleiben. Es ist also notwendig, durch Mobilisation der Muskeln das Reflexmuster für diese erlernte Tätigkeit nicht verkümmern zu lassen. Letzteres verwirklichte Dr. Michel BERLEMONT (1957), indem er dem Patienten noch während der Narkose einen Gipssockel mit einer Prothese anlegte und ihn unmittelbar nach der Operation gehen ließ.

Diese Technik wurde von Dr. WEISS übernommen, er entwickelte eine dreistufige Behandlungsweise :

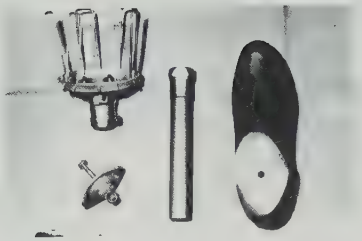


Abb. 1 : Tubenframestelze
SACH - Fuß

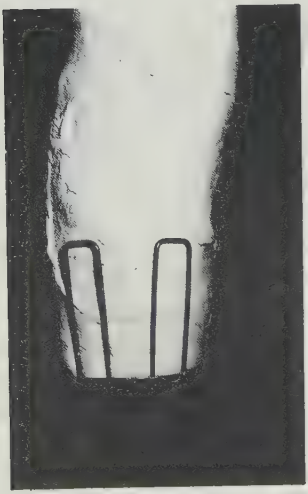


Abb. 2 : Gips mit Anpassungsstück

1) Myoplastik
2) Anbringen der provisorischen Prothese noch in Narkose
3) Gehübungen unmittelbar nach der Operation

Zu 1)
Die plastische Muskelchirurgie wird folgender maßen ausgeführt :
Zuerst werden die Blutgefäße abgebunden, die Muskeln mit den Nerven freigelegt. In das Knochenende bohrt man kleine Löcher, bringt die Muskelenden ein und befestigt sie mit einem Nylonknoten. Das wichtigste ist, Die Muskeln in dem gleichen Spannungsverhältnis zu erhalten wie vorher, was eine geringere Schwellung des Stumpfes mit sich bringt

Zu 2)
Die provisorische Protheses bestand bei BERLEMONT zunächst aus einem Gipssockel, an dem eine krückenartige Vorrichtung befestigt wurde. Später ließ er einen Sockel mit Prothese gleich im Anschluß an die Amputation noch in Narkose anbringen. Ich möchte hier die Technik aufführen, die AL. DE VETTEN und A. H. VAN GAALEN von 1971 - 1974 an 200 Amputierten in Amsterdam anwandten, am Beispiel einer Unterschenkelamputation:
Über die frische Operationswunde kommt sterile Verbandgaze, seitlich werden Drains gelegt. Über dem Stumpf wird in doppelter Lage Taubegaze gezogen. Eine Wollfilzlage umfängt den Stumpf bis 5 cm distal des Stumpfende und proximal bis zur Mitte des Oberschenkels, distal wird noch ein Schaumgummipolster angebracht. Darüber legt man einen Gipsverband der den medialen und lateralen Femurcondylus umfaßt, während die Tuberositas tibiae und die Kniescheibe frei bleiben. An das Stumpfende wickelt man mit Gips ein korbartiges Anpassungsstück fest, woran eine Tubenframestelze (Otto BOCK) und ein SACH-Fuß befestigt werden. (Abb. 1 und 2)
In abgewandelter Form verbreiteten V. FALL in England

und BURGESS in den USA diese Methode, in Deutschland DEDERICH.

Folgende Vorteile sind zu nennen :

1.) Schnellere Mobilisierung des Patienten (nach konventioneller Methode erst nach 3 - 6 Monaten).

2.) Psychologische Vorteile :
Der Patient ist sofort beschäftigt, die lange Zeit des Grübelns durch die Bettlägerigkeit fällt weg.

3.) Verhinderung der postoperativen Schwellung.

4.) Geringere Gefahr einer Embolie.

5.) Verbesserung des Bodengefühls.

Es ist zu überlegen, ob diese Behandlung für jeden Amputierten anwendbar ist. Prinzipiell kann man dies bejahen, nur in Fällen, in denen ein sehr schlechter Allgemeinzustand eine sofortige Mobilisierung nicht erlaubt, muß man auf die konventionellen Methoden zurückgreifen.

Nachteile sind bis jetzt hauptsächlich organisatorischer Art, da man noch überlegt, welche Aufgaben in den ärztlichen Bereich fallen und welche Orthopädiemechanikern zufallen (32). Aber es wäre schade, wenn diese Versorgungsart angesichts dieses Problems scheitern würde, denn mir scheint sie große Erleichterungen für den amputierten Patienten zu bringen (28) (2).
Mir erscheint es zweckmäßig, wenn der amputierende Arzt auch die Behelfsprothese, evtl. nach Rücksprache mit dem Orthopädiemechaniker anbringt und letzterer die Versorgung mit der definitiven Prothese vornimmt.

3.) Amputationshöhe

Eine sehr wichtige Entscheidung sowohl für den Patienten als auch für den Prothesenbauer muß der Chirurg fällen, wenn es um die Höhe der Gliedabsetzung geht. Dabei sollte sich der Operateur im Klaren sein, daß der Verlust einiger Zentimeter eher zu ertragen ist, als lebenslang eine schlecht sitzende Prothese tragen zu müssen. Um eine gewisse Einheitlichkeit zu erreichen, stellte ZUR VERTH (57) 1934 eine Wertigkeitstabelle auf, vorgesehen für den endgültigen Stumpf, nicht für Notamputationen und Stümpfe, bei denen sekundäre Heilung zu erwarten ist. Allgemein gilt die Regel, wenn nicht mit primärer Heilung zu rechnen ist, möglichst sparsam zu operieren und erst später die endgültige Stumpfform vorzunehmen.

Für den Oberschenkelstumpf gilt eine Höhe unter 6 cm als unbrauchbar, das Gebiet größter Sparsamkeit ist zwischen Trochanter minor bis Knienähe, am günstigsten ist die Höhe zwischen mittlerem und unterem Drittel. Für das Kunstglied müssen die Kniekondylen wegfallen.

Bei der Unterschenkelamputation ist der kurze Unterschenkelstumpf besser als der lange, da sich bei diesem leicht Durchblutungsstörungen mit nachfolgender Weichteilatrophie entwickeln. Günstig ist eine Länge von ca. 10 cm; bei aktiver Streckfähigkeit des Kniegelenkes ungefähr in Höhe Unterschenkelmitte, dabei wird das Wadenbein 2 - 3 cm höher abgesetzt - gerade beim Unterschenkelstumpf ist für spannungsfreie Verhältnisse zu sorgen. Deshalb sollten ausreichend Haut-Weichteillappen gebildet werden, wobei der vordere Lappen 1 - 2 cm länger sein sollte. Man näht über den abgesägten Knochenstücken, die abgerundet werden, die Muskulatur und die Hautlappen. Bei der Durchtrennung der Muskulatur muß darauf geachtet werden,

daß sie 3-fingerbreit unterhalb der Knochensägestelle liegt. Die Hautlappen sollten über das Knie reichen, um eine gute Weichteildeckung zu erreichen. Es werden die Nerven und Gefäße versorgt, auf den Knochenstumpf legt man Drains, es werden Muskel-Fasciennähte gelegt und die Haut bis auf die Drainagestellen vernäht. (8) (57)

B) Das Kunstbein

Bevor ich auf die einzelnen Ersatzglieder zu sprechen komme, muß man sich im klaren sein, daß trotz aller Bemühungen " das optimale Bein " nicht gebaut werden kann. Es kann bestenfalls eine gute Nachahmung der Standsicherheit oder des menschlichen Gehaktes erzielt werden und im Laufe dieser Arbeit wird auch immer wieder deutlich zutage treten, daß zur Erreichung einer Funktion (z. B. Standsicherheit) eine andere (z. B. Bewegungsablauf) benachteiligt ist. Von den Anforderungen, die an ein künstliches Bein gestellt werden, sind in erster Linie Stansicherheit, gute Nachahmung des Gehaktes, angenehme Tragweise und Ästhetik zu nennen, Forderungen, bei denen auch die Wahl des Materials einen gewissen Stellenwert einnimmt.

1.) Material für den Prothesenbau

Holz :

Holz erwähne ich deshalb an erster Stelle, weil es sowohl in historischer Hinsicht das erste Material war, als auch heute noch in vielen Ländern, so auch in Deutschland eine führende Rolle beim Prothesenbau einnimmt. Eine der ältesten Holz-Prothesen, gefunden in einem römischen Grab, befindet sich im Besitz der englischen Chirurgengesellschaft.

Bis zum 18. Jahrhundert war Holz das am meisten angewandte Material, da das Stelzbein noch weit verbreitet war, das fast ausschließlich mit diesem Material verarbeitet wurde. Nachdem es einige Zeit hauptsächlich von Leder verdrängt wurde, eroberte es im 19. Jahrhundert durch ADDISON wieder die Werkstätten in Amerika und durch Ferdinand MARTIN 1835 verbreitet es sich über Europa. Nach dem 1. Weltkrieg sind es vorallem SCHEDE und

GÖRRLACH, die in Deutschland den individuellen Holzprothesenbau populär machen.

Warum sich dieses Material gegenüber den anderen durchsetzt hat vielerlei Gründe :

1.) Es ist leicht zu bearbeiten, da es gut spanabhebend ist;
2.) es kann nachträglich gefräst werden, wenn sich Druckstellen ergebn;
3.) es ist spezifisch leicht;
4.) es hat eine lange Lebensdauer;
5.) es bleibt formstabil;
6.) es ist gut verträglich.

Früher verwendete man an inländischen Hölzern Weiden-und Lindenholz, heute Pappel, Ulme, Fichte, daneben an ausländischen Hölzern BALSA-Holz (indian. Leichtholz, auch beim Segelbootbau angewandt) GABUN- und ABACCHI-Holz.

Harthölzer sind den Achsenlagern, Riegeln und Bremsflächen vorbehalten.

Aus Gewichtsgründen wird bei der Herstellung von Prothesen im Gegensatz zur Stelze das Holz dünn gehalten. Einen Schutz gegenüber thermischen und chemischen Einflüssen bietet das Umwickeln der Prothese z. B. mit Leder - erstmals von den Amerikaner MARKS ausgeführt - heute mit Pergament und anschließender Lackierung.

Nachteile bei der bisherigen Verarbeitung von Holz sind :

1.) Derartig hergestellte Prothesen unterliegen bis zu einem gewissen Grad Feuchtigkeitseinflüssen;

2.) die konventionelle Holzprothese ist einer fabrikmäßigen Herstellung wegen der Notwendigkeit der individuellen Anpassung wenig zugänglich.

Hier versucht H.-Z. HARTMANN mit seiner Erfindung (1973) Abhilfe zu schaffen. Das Kunstglied wird nicht mehr aus einem Vollholzstück herausgearbeitet, sondern es wird aus mindestens zwei Schalen gebildet. Diese bestehen aus mehreren Holzfurnierlagen, die an den Rändern koch- und wasserfest miteinander verleimt werden. Dadurch läßt sich das Gewicht der Prothese herabsetzen. Zudem ist eine fabrikmäßige Herstellung mehrerer Schalenpaßteile möglich.

Leder :

Diese Material setzte sich gegen Ende des 18. Jahrhunderts durch, als man dazu überging, Gelenke in die künstlichen Beine einzusetzen. Es stellte sich heraus, daß Holzprothesen mit den Gelenken zu schwer waren. Ferdinand MARTIN verlegte sich deshalb als einer der ersten auf Leder als Baustoff für die Stumpfhülsen. Seitlich waren sie mit Stahlschienen verstärkt.

Zunächst wurden die Geschmeidigkeit und die Luftdurchlässigkeit dieses Materials als sehr vorteilhaft angesehen. Auch in Deutschland eroberte sich das Leder einen gewissen Rang im Prothesenbau, vorallem das Walkleder, eine fast rohe Haut, die in Wasser geweicht und dann in seine Form gebracht wird.

Es stellten sich jedoch einige Nachteile heraus, die das Leder nach dem 1. Weltkrieg weitgehend als Prothesenbaustoff in Vergessenheit geraten ließen.

Davon sind zu nennen :

1.) Es nimmt den Schweiß auf, riecht dadurch unangenehm und wird schneller abgenutzt;

2.) die Lederstahlprothese ist schwer, häufig reparaturanfällig und wirkt schwerfällig;

3.) es ist nicht formbeständig; durch das Anbringen von Schienen zum Ausgleich dieses Fehlers handelt man sich den Nachteil des höheren Gewichts ein; zudem entstehen am Stumpf durch Scheuern leichter Druckstellen;

4.) bei diesem Material sind nachträglich Veränderungen sehr schwierig zu bewerkstelligen;

5.) ein weiterer sehr wichtiger Grund dafür, daß man anstatt Leder wieder auf das Holz zurückgriff, war, daß der Stumpf im Lederschaft keinen so guten Halt hatte wie im Holzschaft. Diese Erkenntnis führte dazu, daß mit dem Holzbett die Befestigungen wie Träger und Riemen, wegfallen konnten. In der weiteren Entwicklung führte dies zur später noch genauer angeführten Haftprothese.

Leichtmetall :

Erstmals verwandt wurde dieses Material für den Prothesenbau durch die Gebrüder DESAUTTER, England um 1912.
M. DESAUTTER, selbst beinamputiert, nutzt das von ihm vom Flugzeugbau her bekannte Duraluminium zum Bau seiner Prothese. Im folgenden setzte sich dieses Material in England durch (rund 80 % der Amputierten sollen 1927 mit dieser Metallprothese ausgestattet gewesen sein). Duraluminium hat gegenüber Aluminium eine höhere Festigkeit, ist aber empfindlicher gegenüber Korrosionen.

Auch Amerika und Deutschland - hier hauptsächlich durch die Firma Otto BOCK - nahmen dieses Material in den Prothesenbau auf. Doch trotz intensiver Bemühungen gelang der Durchbruch gerade in den deutschen Mechanikerfirmen nicht. Dies lag an dem

höheren Gewicht - O. BOCK erreicht nur 2,2 kg gegenüber 1,6 bis 1,8 kg der DESAUTTER'schen Oberschenkelprothese -, dem zu hohen Preis und nicht zuletzt an der Tatsache, daß die deutschen Handwerksbetriebe viel schwieriger auf Metall umzustellen waren als dies zum Beispiel in England der Fall war. Es hat sich auch gezeigt, daß diese Prothesen letztlich zu leicht waren, um das nötige Bodengefühl zu vermitteln.

" Als Vorteile des Leichtsmetalls wurden seit dem 1. Weltkrieg angesehen :

1.) Gewichtsersparnis;
2.) erhöhte Festigkeit und Formbeständigkeit;
3.) größere Haltbarkeit und
4.) die Möglichkeit technischen Serienbaus.

Bedenken, die in Deutschland demgegenüber geäußert wurden :

1.) Große Wärmeleitfähigkeit des Leichtmetalls;
2.) Neigung zum Klappern;
3.) ungenügende Verformbarkeit im Handwerksbetrieb;
4.) geringe Haltbarkeit bei Korrosion durch Schweißsäuren;
5.) Produktionsausfall durch technische Umstellung und
6.) zu hoher Preis durch Material-, Arbeitszeitaufwand und Werkzeug-Maschinenumstellung. "

(HEPP, O.: Vorzüge und Nachteile des Metallbeines gegenüber dem Holzkunstbein. Med. Technik 3, 1949, S. 55)

Neuere Materialien :

In letzter Zeit finden auch Kunststoffe - Plaste - Eingang in den Prothesenbau. " Plaste " werden diese Verbindungen aus der organischen Chemie deshalb genannt, weil sie zumindest einmal einen plastischen Zustand durchlaufen. Es handelt sich um Hochpolymere, die durch Polymerisation - Kondensation und Addition gewonnen werden. Ihr großer Vorteil liegt in einer

guten Widerstandsfähigkeit gegenüber chemischen und klimatischen Einflüssen, ihrer Härte, Elastizität und Biegsamkeit. Zur Verwendung kommen in der Hauptsache Duroplaste, das sind Kunststoffe, die nach der Erwärmung ihre Form behalten und je nach Zusammensetzung unterschiedliche Härten aufweisen.

Bei Gießharz (Araldit) - zähflüssiges Äthoxylinharz -, wird eine größere Festigkeit erreicht durch Zusatz von Kunst- oder Pflanzenfasern. Das Harz wird zwischen zwei Folien gegossen, die nach Härtung abgezogen werden können. Es ist ähnlich wie Holz zu bohren, fräsen und schleifen. Ein weiterer Vorzug dieses Materials liegt darin, daß das Harz hautfarben gemacht werden kann. Was aber bei diesem Stoff nachteilig ist, sind mangelnde Hygiene und Hautverträglichkeit. Gerade hierin ist das Holz den Plaststoffen deutlich überlegen.

Vulkanfieber fand nach dem 1. Weltkrieg einige Beachtung, spielt jedoch heute nur noch eine untergeordnete Rolle, da sich seine Stabilität als unzureichend erwies, es ausserdem Verbiegungs- und Verwringungskräften oft nicht gewachsen ist.

Hartschaumgummi - Pedilen - ist heute eines der am meisten benutzten Materialien, es läßt sich wie Holz fräsen und schneiden und zeichnet sich durch seine Leichtigkeit aus. Dies macht ihn zum Material der Wahl für den Stumpfschaft und viele Paßteile. (16, 35, 34)

Weitere Anforderungen die an das künstliche Bein gestellt werden sind Standsicherheit und gute Nachahmung des Ganges. Bevor der Beinersatz hinsichtlich dieser Punkte näher untersucht wird, sollen physiologische Betrachtungen über den Stand und den Gehakt angestellt werden.

2.) Der Stand - physiologische Überlegungen

Die aufrechte Haltung des Menschen war mit entwicklungsgeschichtlichen Veränderungen im Körperbau verbunden, so mit der Ausbildung einer Hals- und Lendenlordose der Wirbelsäule, sowie mit der Streckung im Hüft- und Kniegelenk. Dies führte zu einer Verlagerung des Schwerezentrums der über dem Becken gelegenen Körperhälfte, das senkrecht über dem Promontorium zu liegen kam und die Muskelanstrengung beim Stehen auf ein Minimum herabsetzte. Im Vergleich dazu muß der Gorilla, bei dem die Krümmungen der Wirbelsäule fehlen und die Hüft- und Kniegelenke gebeugt sind, enorme Muskelkraft aufbringen, um die aufrechte Haltung einzunehmen, weshalb er auch nicht die Arme zum Abstützen nimmt.

Abgesehen vom Gleichgewichtsorgan, dem Kleinhirn als Koordinationsorgan, der Schwerkraft welche für die aufrechte Haltung eine Rolle spielen, sollen im Zusammenhang mit dem Prothesenbau nur jene Punkte abgehandelt werden, welche für die untere Extremität wichtig sind.

Die Lotlinie, welche vom Ohr durch den Mittelpunkt der suprapelvinen Körperteile, vor dem Promontorium, vor dem Kniegelenk, der Drehachse des Fußgelenkes fällt, bedingt eine minimale Beanspruchung der Gelenke. Diese sind passiv gesichert durch die Gelenkkapsel, die Bänder und die Knochen. Aktive Sicherung der Gelenke ist Aufgabe der Muskulatur, die eingreift, sobald sich eine Änderung der Gelenkachsen zur Lotlinie ergibt, Es sind dies der M. quadriceps, der Kniestrekker, unterstützt vom M. glutaeus maximus, welcher den Oberschenkel in der Hüfte streckt und die Wadenmuskulatur, die den Unterschenkel in seiner Bewegung nach vorne hemmt. Elektromyographische Untersuchungen von BASMAJIAN ergaben für die Normalhaltung eine leichte Aktivität des Triceps surae und

eine konstante Aktivität des Musculus iliopsoas, der eine Überstreckung im Hüftgelenk verhindert, nur geringe Aktivität bei den Oberschenkel- und Hüftmuskeln. BARNETT und RICHARDSON fanden in Beugestellung eine erhöhte Aktivität des M. Poplitens, der das hintere Kreuzbein stabilisiert und so ein Abgleiten des Femur verhindert. Des weiteren dient der Standsicherheit eine Hemmung der Dorsalflexion des Fußes, dies ist vorallem eine Funktion des M. gastrocnemius, welche, wie wir später sehen werden, auch beim Prothesenbau eine Rolle spielt. Sie wird nach Untersuchungen von MAYER, BRAUNE, FISCHER, STRASSER als mittelbare Sicherung d. h. vom Kniegelenk entfernte, der unmittelbaren, direkt das Kniegelenk betreffende Sicherung gegenübergestellt. (50)

3.) Der Gehakt

War zu Beginn des 19. Jahrhundert der Gehakt noch als reine Pendelbewegung im Kniegelenk betrachtet worden, so änderte sich die Ansicht grundlegend durch das Werk " Der Gang des Menschen " von O. FISCHER gegen Ende dieses Jahrhunderts. Er führt die Schwingungsfähigkeit des Beines während des Gehens auf die Einwirkung der Muskeln auf die Gelenke zurück. (35)

Während des Schrittes ist das Bein einmal Spiel- oder Schwungbein, das andere mal Standbein, dementsprechend wird der Schritt auch unterteilt in eine Schwung- und eine Spielphase.

Die Schwungphase erstreckt sich vom Ablösen der Zehen bis zum Aufsetzen der Fersen. Dabei wird das Spielbein entlastet, indem das Körpergewicht auf das Standbein verlagert wird, M. glutaei medius und minimus verhindern das Absinken des Beckens auf die Schwungbeinseite. Zu Beginn der Schwungphase ist das Bein im Hüftgelenk gestreckt, im Kniegelenk gebeugt. Der wichtigste Akt in dieser Phase ist die immer stärkere Verkürzung des Beines durch Beugung im Hüft- und Kniegelenk. Um das Bein ungehindert am Standbein vorbeizuführen, muß der Fuß in Dorsalflexion gehalten sein, da sonst die Fußspitze am Boden schleifen würde. Nach neueren Untersuchungen von WELL, INMANN und WELL aus dem Jahre 1966 spielen die Schwere beim Hüftpendeln nach vorn und das genaue Zusammenspiel der Muskeln, welche diese Bewegung steuern und regeln die größte Rolle in der Schwungphase. (50)

Die Standphase, vom Aufsetzen der Ferse bis zum Abstoßen der Fußspitze, wird von dem Orthopädiemechaniker R. BROSCHE (11) unterteilt in eine Stützphase, beginnend mit der Fersenberührung am Boden bis zur vollen Fußsohlenauflage und in eine Stemmphase

vom Abheben der Ferse bis zum Abrollen des Fußes über die Metatorsalien und Endphalangen. Im Moment des Aufsetzens der Ferse ist das Bein im Hüftgelenk gestreckt, das Knie gebeugt und der Fuß dorsalfleckitiert. Die Vorwärtsbewegung des Körpers geschieht in der zweiten Phase des Stemmens durch Streckung im Fuß- und Kniegelenk des schräg nach hinten stehenden Beines. Bei dieser Bewegung ist hauptsächlich der M. triceps surae beansprucht. (Abb. 3)

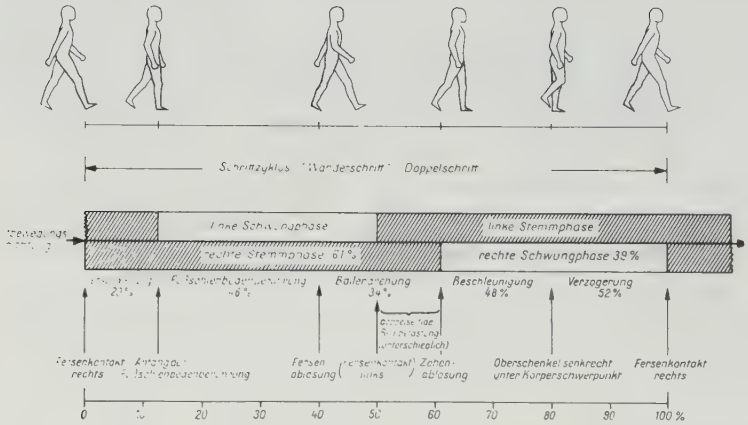


Abb. 3 : Der Gehakt (aus RAUBER-KOPSCH : Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen, Stuttgart 1968)

4.) Beinersatz im Mittelalter

Beschreibungen von künstlichen Gliedern reichen bis ins 4. Jahrhundert v. Christus zurück. So führt BEAUFORT in seinen " Recherches sur la prothesè de membres ", Paris 1867 eine Erzählung HERODOT's auf : Der Eleer HEGESISTRATOS habe sich den Fuß am Tarsus amputiert, um sich von seinen Ketten zu befreien. Mit einem künstlichen Fuß versehen kämpfte er erbittert weiter gegen die Spartaner.

Ebenfalls aus dieser Zeit stammt eine Vase aus Süditalien, die als Unterschenkelersatz diente.

Eine andere Unterschenkelnachbildung, ebenfalls aus Süditalien, fand man in einem Grab in Capua. Sie ist aus Bronze und jetzt im Besitz der Englischen Chirurgengesellschaft. Sehr ausführliche Darstellungen über früheste künstliche Beine finden sich bei dem oben bereits erwähnten BEAUFORT.

Leider sind nur wenige Beschreibungen über das Stelzbein im Mittelalter überliefert. Das heutige Wissen über das Aussehen des damaligen Beinersatzes stammt in der Hauptsache aus Bildern oder Stichen. Daß hiervon auch nur wenige das Leid der Amputierten und seines Hilfsmittels behandeln, liegt am Kunstdenken des 15./16. Jahrhunderts, das sich in der Hauptsache mit religiösen Themen befaßte. Nur wenige Künstler sind es, die sich davon lösten und in ihren Werken auch das Leben der damaligen Zeit behandeln. Einer der bedeutendsten aus dieser Reihe ist Pieter BRUEGHEL d. Ältere (ca. 1528 - 1569).
In seinen Bildern steht der Mensch in seinem Treiben, mit seinen Emotionen, seinen Freuden und Leiden im Mittelpunkt. Im Unterschied zu den übrigen Malern seiner Zeit sind es die Bauern die er malt und nicht, wie es üblich war, die Reichen, weshalb er auch der " Bauern - Brueghel " genannt wird.

Nun zu den Bildern, die sich mit dem Leid der Menschen auseinandersetzen. Es ist dies vorallem ein Werk des eindrucksvoll " Die Krüppel ", zugleich auch als " Die Bettler " tituliert ,

darstellt. Warum man diese Begriffe gleichsetzte, geht aus einem Gedicht jener Zeit von Sebastian Brant aus dem Jahre 1494 hervor : (55)

Der geht hinkend, der muß sich bücken
Der bindet sich ein Bein auf Krücken
Oder ein Totenbein unters Wams.
Wenn man recht schaute nach den Wunden,
Säh man, wie das wär angebunden
.....
Mit Betteln nähren viele sich
die reicher sind als du und ich !
(übertragen von H. A. Junghans)

Es drückt sich darin die Neigung dieser Zeit aus, körperliches Gebrechen mit moralischem gleichzusetzen und der Glaube, daß ein Krüppel auch ein Schurke sei. Zugleich aber auch, daß diese Kranken ihre Leiden keineswegs verbargen, sondern vielmehr durch die Zurschaustellung das Mitleid der anderen zu erregen suchten, um es in bare Münze umzusetzen.

Dieses Bild von Brueghel zeigt nun sehr deutlich, wie sich diese Gebrechlichen mit einfachen Mitteln zu helfen wußten. Alle gebrauchten sie Holzkrücken zum Abstützen, der Beinersatz ist jedoch bei jedem verschieden. Der linke und rechte äußerste dieser Gruppe haben ihre Unterschenkelstümpfe an Holzschalen gebunden. Es ist dies nicht als eigentlicher Ersatz zu betrachten, diese Schalen sind wohl nur als Schutz gedacht, um das Bein beim Vorwärtsrutschen nicht aufzureiben. Schon eher zum Ausgleich der Beinhöhe scheint eine Schale in einen kurzen Stock auslaufend zu dienen, wie sie der zweite von links trägt. Bei dem mittleren Bettler wird nicht deutlich welche Art Gebrechlichkeit er hat, da die Beine in Stiefeln stecken. (Abb. 4)

Abb. 4 : Pieter BRUEGHEL: " Die Krüppel " (" Die Bettler ")

Ein anderes Werk von Brueghel aus dem Jahre 1553 zeigt ebenfalls eine Gruppe von Bettler und Krüppel, und zwar im Bild " Der Kampf zwischen Karneval und Fastenzeit ". Der Karneval in der rundlichen Figur eines Mannes mit einem Bratenspieß auf einem Weinfaß sitzend drückt die unmäßige Schlemmerei aus. Die Fastenzeit, dargestellt in der Figur eines dürren, alten Weibes, das mit einem Spaten, auf dem zwei Heringe liegen, den Bratenspieß pariert. Inmitten der schlemmenden, tanzenden Menschen ist die Gruppe der Bettler als Kontrast gesetzt. Hier, wie schon im vorher erwähnten Werk, tauchen ebenfalls wieder die Holzschalen auf. Die Figur neben diesem ist mit Stelzen versehen, Stöcke die sich nach oben verbreitern. Bei dem rechten Bettler ist der Unterschenkelstumpf lediglich umwickelt, er bewegt sich nur mittels Krücken fort. (Abb. 5)

In einer anderen Zeichnung von Bettlern und Krüppeln, die oftmals Hieronymus Bosch zugeschrieben wird, nach Wolfgang Stechow (55) jedoch eher von Brueghel stammen könnte, sind die verschiedensten Ersatzmittel, deren sich die Amputierten jener Zeit bedienten, zusammengefaßt. Auch hier begegnet man wieder den Holzschalen, entweder flach am Boden oder durch Fortsätze erhöht. Zur Abstützung für die Arme nahm man entweder Krücken oder kleine vierbeinige Schemel. In der oberen Reihe sind drei Bettler ohne Beinersatz, lediglich mit umwickelten Stümpfen dargestellt. Diesen, mittels eines Gurtes um den Hals hochgebundenen Stumpf, ist in einer Figur in der Mitte der Zeichnung festgehalten. Auch die Möglichkeit der Stelze ist bei einigen Gestalten wiedergegeben. Ob es Zufall ist oder gewollt, daß jene mit einer vornehmen Kleidung und Musikinstrumenten (in der 2. und 3. Reihe) die Beinhöhe mit Schemeln, einmal einbeinig, der untere dreibeinig ausgleichen, geht nicht hervor. Insgesamt läßt sich aus dieser Zeichnung folgendes sagen : Die Verkrüppelten halfen sich auf vielerlei

Abb. 6 : Zeichnung von Pieter BRUEGHEL: Bettler und Krüppel

Abb. 7: Cornelis MASSYS : " Tanzende Krüppel "

Art: Entweder nur mit Krücken, den Stumpf lediglich umwickelt oder durch Holzschalen, flach oder erhöht, zum anderen durch einfache Stelzbeine und als letztes durch eine Art Schemel der wahrscheinlich nur im Stehen zur Unterstützung diente. (Abb. 6)

Eine weitere Abwandlung ist auf einem Stich von Cornelis MASSYS um das Jahr 1538 " Tanzende Krüppel " dargestellt. Hier ist das Bein an einem an der Mitte der Krücke befestigten Griff festgebunden. (Abb. 7)

Daß auch in Deutschland der Beinersatz ähnlich ausgesehen hat, zeigt ein Stich aus der Reihe der Illustrationen zum " Narrenschiff " des Sebastian BRANT (1458 - 1521), von Albrecht DÜRER " Bettelnarr und Familie " . (52)(Abb. 8) Der Mann mit der Narrenkappe stützt sein umwickeltes Bein auf einer Schale die in einen Trichter übergeht, an dessen Ende sich ein Stock befindet. Darunter steht der Text :

" Der bättel hat ouch narren vil
All welt die ryecht sich yetz uff gyl
und will mit bätten neven sich " .

Hier wieder die Parallele zu Brueghel, nämlich daß Krüppel sich durch Betteln zu ernähren versuchen und dies oft nicht schlecht.

Ein anderer Stich von DÜRER mit einer späteren Aufschrift von fremder Hand (Der heilige Martin) zeigt ebenfalls einen Bettler mit am Bein festgebundener Schale ohne Erhöhung. (Abb. 9)

Ebenfalls mit dem Elend der Amputierten befaßte sich der Franzose Jacques CALLOT (1592 - 1635) in seinem Werk " Misère de la guerre " . (Abb. 10)

Was hier gegenüber den bekannten Ersatzmitteln auffällt, daß

Abb. 8 :
Albrecht DÜRER :
" Bettelnarr und
Familie "

Abb. 9:
Albrecht DÜRER:
" Der heilige
Martin "

Abb. 10: Jacques CALLOT :
" Misère de la guerre "

Abb. 11: Hieronymus BOSCH :
aus " Zug der Schwachen "

auch ein Doppelamputierter auf erhöhten Stelzen geht und nicht wie bei den vorherigen Bildern auf dem Boden rutscht.

Es fällt bei diesen Bildern auf, daß nur sehr selten ein Oberschenkelamputierter abgebildet ist, wohl deshalb, weil nur wenige diese Amputation überlebten.

Hieronymus BOSCH (1450 - 1516) zeichnet im " Zug der Schwachen " einen beidseits Oberschenkelamputierten, (Abb. 11) der mit seinen Stümpfen auf eine Art zweibeinigen Holzschale sitzt. (89) Auch bei J Callot sind nur wenig Oberschenkelamputierte zu finden, einer in dem Stich " Die Bettler " und einer in " Das Spital ". Sie tragen beide Stelzen, die Art der Stumpfeinbettung ist nicht zu erkennen; sie stützen sich auf Krücken. (Abb. 12) (Abb. 13)

J. BAYERL zeichnet in seinem Werk " Die orthopädische Versorgung " einen Doppelamputierten mit seinen Stelzbeinen, die zur Aufnahme der Stümpfe in einer kolbigen Auftreibung mit einer Aushöhlung enden.

Was sich im folgenden auffällig ändert, ist die Höhe des Beines durch die Stelze auszugleichen und diese nicht, wie aus den Bildern hervorgegangen, am Unterschenkel, sondern am Oberschenkel und an der Hüfte zu befestigen. Der Grundaufbau des Stelzbeines allgemein ist ein, zumeist am Ende etwas verdickter Stock, nach oben konisch erweitert. Eine Holzplatte, zumeist gepolstert nimmt das gebeugte Knie auf. Seitliche Schienen am Oberschenkel, die medial meist tiefer, gehalten durch Riemen und Beckengurt, geben den Halt am Körper. Der Grund dafür, daß das Stelzbein immer wieder neben anderen Konstruktionen angewendet wurde, liegt einmal im unkomplizierten Bau, zum anderen im geringen Gewicht. Ein weiterer Vorteil lag in der Kniesicherheit, ein Punkt, der wie man später sehen wird,

Abb. 12:
Jacques CALLOT :
" Die Bettler "

Abb. 13:
Jacques CALLOT :
" Das Spital "

durch den Einbau von Gelenken ein wesentliches Problem für die Prothesenbauer darstellte. Dies ist auch ein Grund dafür, daß heute noch Amputierte, die sich biel auf unebenem Gelände aufhalten z. B. Landwirte, auf das Stelzbein zurückgreifen. Nicht zu vergessen ist als weiterer, für manche nicht unwesentliche Punkt, der billige Preis, weshalb man schon anhand des Beinersatzes - Stelzbein oder Kunstbein das Vermögen des Amputierten abschätzen konnte. Soweit die Vorteile.

Die Nachteile sind unschwer zu erkennen :
Es sind dies hauptsächlich das Fehlen der Gelenke und die Form, Physiologie und Anatomie des gesunden Beines bleiben unberücksichtigt. Dadurch ist der körperliche Mangel für die Umwelt deutlich sichtbar. Der Gang ist schwerfällig, läßt jede Elastizität vermissen. Für den Amputierten wird das Gehen zu einer großen körperlichen Anstrengung. Er muß umständliche Ausholbewegungen machen um die Gelenklosigkeit auszugleichen, muß in vielen Phasen des Gehens und Stehens sein Gleichgewicht herzustellen versuchen, da die Fußfläche bei der Stelze um ein vielfaches verkleinert ist. Dies alles macht den Stelzenträger für seine Mitmenschen oft zu etwas Ungewöhnlichen, manchmal auch Ungeheuerlichen, weshalb er neben dem Schicksal amputiert zu sein, auch die Isolierung durch die Umwelt ertragen muß.

Aus diesen Nachteilen, die dem Stelzbein anhaften, entstanden in der weiteren Folge vielerorts Ideen zur Verbesserung sowohl der Elastizität des Ganges, als auch der Form und der Befestigung.

Verbesserungen zur Erhöhung der Elastizität des Ganges :
Um den harten Aufprall, der sich auf den ganzen Körper durch den Auftritt auf das Stelzenende überträgt, abzuschwächen und zugleich eine bessere Abrollung zu erzielen, brachte der Mechaniker GÄRTNER am Ende der Stelze einen Gummiball an (Anfang 19. Jahrhundert). Mit dem gleichen Ziel versieht Graf BEAUFORT die Stelze mit einer wiegenartigen Sohle. Um Drehbewegungen zu ermöglichen, baute NYROP (Kopenhagen) in das Stelzenende eineHalbkugel,

verbunden mit einem zentralen Stab um den sich der äußere Stab dreht. HERMANN, Prag versieht das untere Ende mit einer Feder, die über einen Stab gewickelt ist. Dieser Stab liegt zwischen den eigentlichen Unterschenkelschienen. Die Feder wird bei Belastung komprimiert; dadurch wird der Auftritt weicher . (Abb. 15, 16)

In der neueren Zeit wurde die " Dollinger Rolle " entwickelt, die für genügend sicheren Stand und gute Abrollung sorgt. Das Stelzenende ist verbreitert und am Rand abgerundet. (18)

Verbesserungen der äußeren Form :

Erst durch die Weiterentwicklung der Amputationsmethoden und dem besseren Wissen über die Wundheilung war es möglich, den Stumpf in eine Hülse zu betten. Vorher stand er über, da das Bein im Knie abgebeugt auf eine Platte gelegt werden mußte. Für GRITTI-Stümpfe konstruierte v. HOVORKA Anfang des 19. Jahrhunderts eine Hülse aus Drahtgeflecht, welche innen mit zwei unterschiedlich hohen Seitenschienen verstärkt ist. Diese Schienen konnten durch Schnüren der Dicke des Beines angepaßt werden. Der Stumpf wurde mit einem Trikotschlauch überzogen und ruhte in der Höhlung dieses Drahtgeflechtes, dessen Wände und Boden mit Factis ausgekleidet war. (Abb. 17)

BIER, durch die osteoplastische Amputationsmethode schon von oben bekannt, steckte den Stumpf in eine Schnürhülse, die durch seitliche Schienen verstärkt, sowohl am Stelzenende als auch am Oberschenkelriemen befestigt war. Diese Schienen sind in Kniehöhe mit einem Scharniergelenk versehen. (Abb. 18)

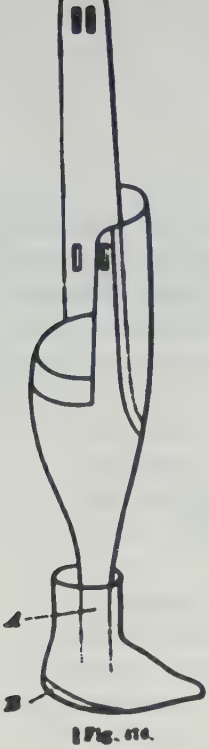


Abb. 15:
Sohle nach BEAUFORT

Abb. 16: Stelzenende
nach HERMANN

Abb. 17: Hülse nach HOVORKA

Abb. 18 : Hülse nach BIER

H. HIRSCH erdachte eine Schiene, an der die vordere Schienbeinfläche zu liegen kommt. An der Schiene sind je eine obere und untere Eisenspange angebracht , die den Unterschenkel halb umgreifen. Durch Festschnüren der rückwärtigen Gamasche wird sie gegen den Stumpf gedrückt. (Abb. 19)

Insgesamt hat sich die Form des Stelzbeines nur wenig verändert, es gibt nur wenig Ansätze, die Form des natürlichen Beines nachzuahmen, so z. B. im LEITER, Bein aus Wien (Abb.20)Es besteht ganz aus Hartgummi.(18)

Die Stelzbeine, die zu Beginn des 20. Jahrhunderts gebaut wurden, in der Hauptsache für Landwirte und Arbeiter die viel auf unebenem Gelände arbeiten mußten, bestanden aus einem Lederunterteil und einer Oberschenkelschnürhülse, verbunden durch seitliche Stahlschienen,in Höhe des Kniegelenkes ein Scharniergelenk. Auch die Oberschenkelstelzbeine versah man mit einer gelenkigen Vorrichtung, die im Gehen gesperrt und im Sitzen gelöst werden konnte.

Eine Kombination aus Stelze mit den Vorteilen des Kunstbeines stellte das Abrollbein nach v. BAEYER dar. Der Fuß, gelenklos in Spitzfußstellung angebracht, berührt nur mit dem Ballen während des Stehens und Gehens den Boden. Das Knie, ebenfalls gelenklos, ist in Beugestellung gebracht, so daß das Bein im Sitzen angewinkelt ist. Es gibt heute Nachahmungen dieses Beines, abgewandelt mit vorn gesperrtem Halbfilzfuß. Die Vorteile im Aussehen und durch den Fuß besseren Gang springen deutlich ins Auge.(3)

Es bleibt die Frage, ob das Stelzbein auch heute noch seine Berechtigung hat. Was die Vorteile angeht, hat sie

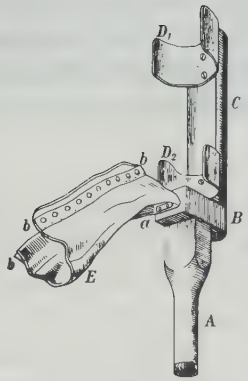


Abb. 19: Schiene nach HIRSCH

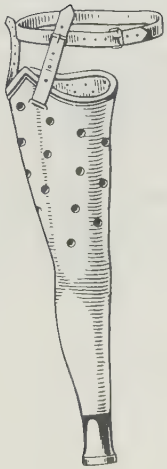


Abb. 20 : Bein von LEITER

wie vorne erwähnt, bezüglich der Kniesicherheit, für manche Berufe, wie den des Landwirts auch heute noch ihre Bedeutung. Was die Nachteile anbelangt, ist auf jeden Fall das künstliche Bein zu bevorzugen. Dies nicht nur hinsichtlich der Form, sondern vorallem durch den Einbau der Gelenke, da ohne diese der Gang nicht nur unphysiologisch, sondern auch kraftraubend und ermüdend ist.

.) PROTHESENBAU - Entwicklung bis heute

Nach der Darstellung des mittelalterlichen Beinersatzes, soll nun beleuchtet werden, welche Prothesen wann gebaut wurden und worauf heute beim Prothesenbau besonderer Wert gelegt wird.

a) Kunstbeine für Unterschenkelamputierte

Das Prinzip der ersten Unterschenkelprothese von VAN SOLINGEN 1684 und dem Chirurgen VERDUIN 1696 beschrieben, besteht aus einem Holzfuß, an dem zwei seitliche Stahlschienen befestigt werden, umgeben von einer kupfernen Unterschenkelhülse. Stützpunkt dieser Prothese waren die Oberschenkelschienen, ansonsten hing der Stumpf, von einem Gamslederstrumpf umgeben, völlig frei in der Hülse. (17) (Abb. 21)

1755 begegnen wir einem ähnlichen Bauprinzip in der Prothese von RAVATON die er für einen Dragoner FRAY vom Regiment Schönberg angefertigt hatte. Sie bestand aus einer Lederhülse, zwei seitlichen Stahlschienen die über einen Metallzylinder mit dem Fuß in Verbindung standen. Der Unterschied liegt in den Stützpunkten, die hier auf die Tibialknorren und den seitlichen Umfang des Stumpfes verlegt sind. (18) (Abb. 22)

Zur besseren Federung des Fußes war zwischen zwei Stahlblättern eine Feder angebracht. Dieses Rohrgerüst war überzogen von einer Unterschenkelhülse und einem Roßhaar gefüllten Schuh.

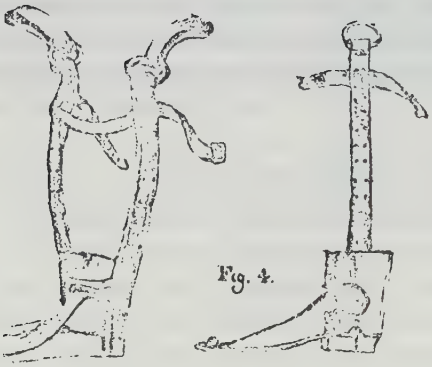


Abb. 21: Eine der ersten Unterschenkelprothesen, beschrieben von VAN SOLINGEN

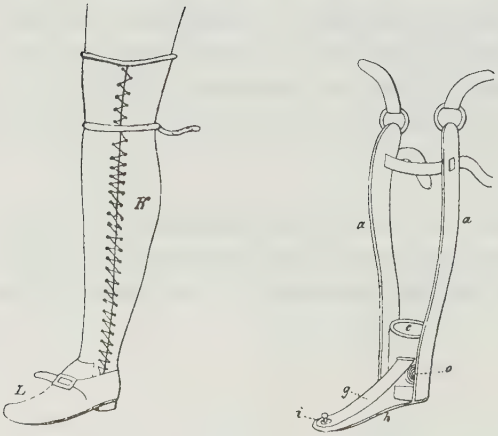


Abb. 22: Prothese von RAVATON

Nur wenig später, nämlich 1767, wird eine neue Prothese vorgestellt, diejenige von Gvin WILSON, Mechaniker aus Eddinburgh. Sie erinnert in ihrer Form schon an die späteren Prothesen dieser Art. Sie war der Art des Stumpfes - langer Unterschenkelstumpf, kurzer Unterschenkelstumpf oder Oberschenkelstumpf in Form eines Stiefels aus Leder ohne Gelenk angepaßt. Festgehalten wurde dieser Stiefel für lange Unterschenkelstümpfe einmal durch einen Riemen der mit einem Schultergurt verbunden wurde, zum anderen durch einen am Oberschenkel befestigten Riemen, der über zwei Schilder verlief und über Seitenschienen mit dem Unterschenkel in Verbindung stand. Wie bei vorheriger Prothese stellten auch hier die Tibialknorren und der Knieteil die Stützpunkte dar. (18)(Abb.23,24)

Für kurze Unterschenkelstümpfe war der Stiefel zur Aufnahme des abgebogenen Beines hinten geöffnet.

Oberschenkelamputierten diente ein Sitzring zur Stützung des Körpergewichtes, eine Idee, die später wieder aufgegriffen wird.

Die erstaunlich gut durchdachten Konstruktionen von WILSON waren nur wenig vom Erfolg gesegnet. Das lag sicher nicht an der Prothese, denn diese war sowohl von der Form als auch von praktischen Gesichtspunkten her gut ausgereift. Letztlich lag es an den Prothesenbauern, die die Ideen nicht in die Praxis umsetzen konnten.

Verbesserungen in Form eines beweglichen Holzfußes brachte der Engländer ADDISON an.

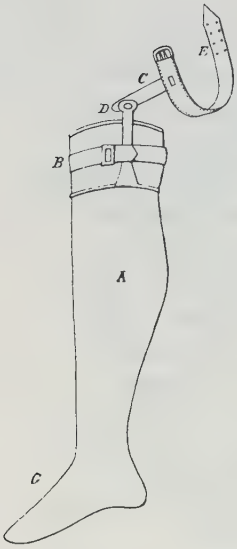
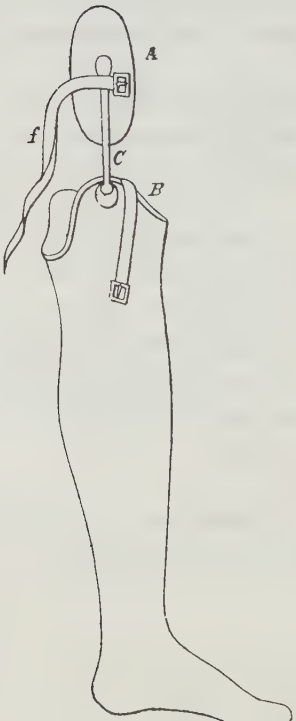


Abb. 23:
Prothese von WILSON

Abb. 24:
Prothese von WILSON



Bei den nun folgenden Beschreibungen von Prothesen wiederholen sich die wesentlichen Punkte in erstaunlicher Weise :

Die Form des Stiefels, wobei unterschiedliches Material verwendet wird. Der Bandapparat zur Befestigung der einmal aus Seitenschienen, gelenkig verbunden mit dem Unterschenkelteil und einem Oberschenkelriemen besteht, zum anderen aus einem Schultertraggurt.

Eine beachtliche Prothese im 19. Jahrhundert ist diejenige von BRÜNINGHAUSEN. (Abb. 25)
SONNERAT beschreibt 1819 in seiner Doktorarbeit (zitiert 17)
" Dieses Bein ist aus 4 Stücken zusammengesetzt :

1.) Wadenstück
2.) Fersenstück
3.) Mittelfußstück
4.) Zehenstück

Das erste Stück ist aus Kupfer. Es nimmt den Stumpf auf. Es wird entsprechend den Maßen des gesunden Beines angefertigt. Seine Länge richtet sich nach dem Stumpf, seine Breite nach dem gesunden Bein. Der Fuß und das Zwischenstück sind aus leichtem und zugleich harten Holz gemacht, diese werden von dem Schnitzer angefertigt. Zwischen den Verbindungen der drei untersten Teile schnitt man die angrenzenden Stücke schräg ein, sie bilden eine kuneiforme Leere, die Schrägheit des Schnittes steht im Zusammenhang mit der Schrittgröße, die die Person normalerweise macht. Die drei Stücke haben Scharniere und Riegel, die ihe Bewegung begrenzen und nur einen gewissen Spielraum erlauben. "

Zur Befestigung und um zu verhindern, daß das Körpergewicht auf dem unteren Ende des Beines und auf der

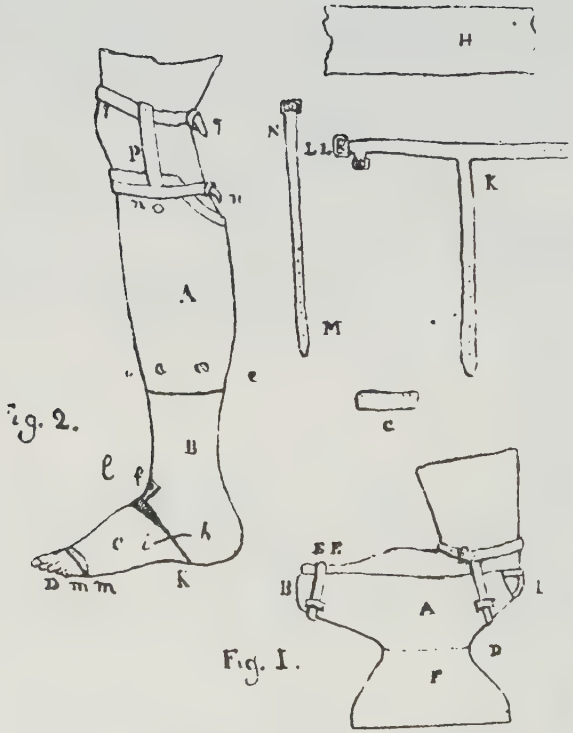


Abb. 25 : Prothese von BRÜNINGHAUSEN

Narbe lastet, ist der obere Rand des ersten Stückes innen mit einem Riemen ausgestattet, der in zwei seitlichen Lederstreifen hängt. Der Riemen ist mit einer Schnalle verbunden, die man soweit anzieht, daß der Apparat hält, nachdem der Stumpf in dessen Wadenstück steckt. Auf diese Weise hält das künstliche Gelenk gut und, was wichtig ist, das Körpergewicht wird während des Gehens aufgefangen, weil das Knie, festgehalten im Riemen, seinen Stützpunkt im Kunstbein hat. In diesem Stück befindet sich ein Kissen, gefüllt mit Roßhaar, um das Stumpfende zu stützen und die Narbe zu schonen. Die Innenseite ist mit Hundefell ausgepolstert, dessen Haare von unten nach oben gerichtet sind, während man den Stumpf in ein Fell steckt, dessen Haare in die entgegengesetzte Richtung weisen. Der oberste Rand dieses Teiles und der Ausschnitt sind gesäumt von weichem Leder. Über den seitlichen Partien des Wadenstückes befindet sich auf jeder Seite ein Riemen, der im Innern die Laschen schließt. "

In seinem Holzstiefel versuchte HEINE (Würzburg 1811) statt Druckfedern an den Gelenken, mittels federnder Riemen, die der physiologischen Muskelwirkung ähnlicher sein sollen, die Elastizität des Ganges zu erhöhen. Außerdem war die Polsterung nicht mehr in der Prothese, sondern direkt am Stumpf angebracht, was die Spannung der Haut herabsetzen sollte, ein Nachteil und wohl der entscheidende an diesem Typ war das zu hohe Gewicht.(17) (Abb. 26)

Die Idee der elastischen Riemen wurde jedoch auch in andere Prothesen übernommen, so in Prof. AUTENRIETH's Prothesen. Der Unterschenkel aus Holz ist beweglich mit dem Fuß verbunden. Das besondere dieser Prothese

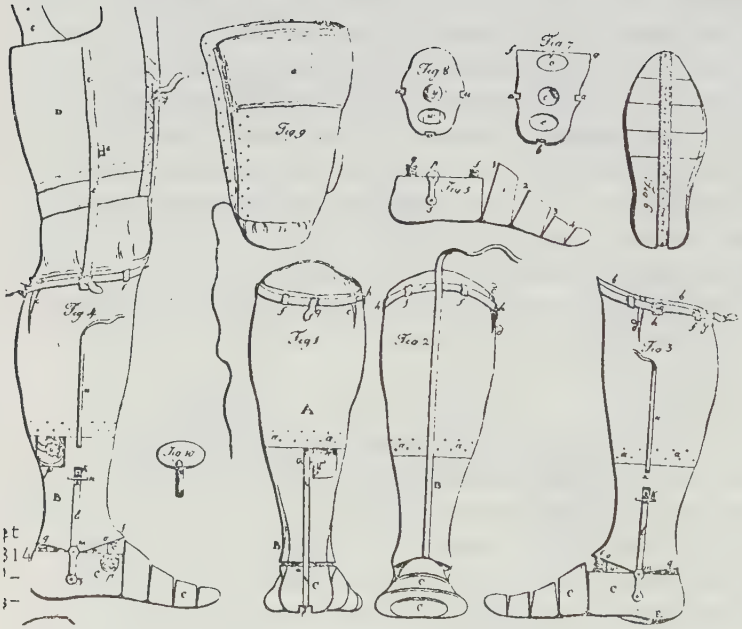


Abb. 26: Prothese von HEINE

ist die Anbringung des Riemens an den Traggurten; ein vorderer, die Extensionsmuskeln ersetzend und ein hinterer, als Antagonist dazu. (Abb. 27)

Den Fehler des zu hohen Gewicht vermied Dr. v. RÜHL, (russischer Staatsrat und Leibarzt) in der Prothese für seinen Sohn, einem Offizier, auf raffiniert einfache Art. Erstens verwendet er Lindenholz, zweitens war der Stiefel nur einige Millimeter dick und wurde dann mit Leinenbinden umwickelt. Im übrigen begegnen wir bereits bekannten Elementen, so den Seitenschienen wie bei G. WILSON und dem Aufbau aus Einzelelementen wie bei BRÜNINGHAUSEN, von HEINE ist schon die Polsterung direkt am Stumpf bekannt. Diese Prothese von Dr. von RÜHL ist für jene Zeit sicher ein großer Erfolg, aber der Konsturktionsplan wurde wie schon bei vielem vorher, nicht an die kommende Mechanikergeneration weitergegeben worden. (17) (18) (Abb. 28)

In der weiteren Entwicklung werden die Unterschenkelkunstbeine mit einem Oberschenkelteil verbunden. Im allgemeinen üblich war ein Holzfuß, über Schienen an dem Leder-Unterschenkelteil verbunden. reichen, durch ein Gelenk in Höhe des Kniegelenks innen bis zum Tuber ischii, außen bis unter den Trochanter. Die Oberschenkelhülse aus Leder ist mit Schnürvorrichtungen oder Schnallen zum Verstellen versehen.

Statt Leder verwendet PFISTER Stahl für die Oberschenkelhülse.

MARKS greift auch wie bei seinem Oberschenkelbein auf Holz, für den Unterschenkelteil , wodurch das Gewicht gegenüber den obengenannten reduziert wird. Eine Polsterung der Unterschenkelhülse war bei guter Ausarbeitung nicht

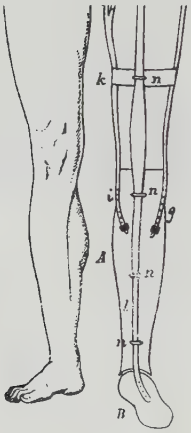


Abb. 27 :
Prothese von AUTENRIETH

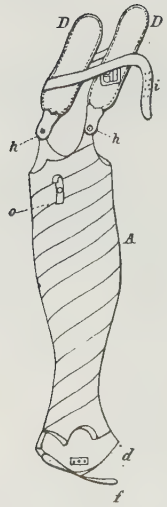


Abb. 28 a

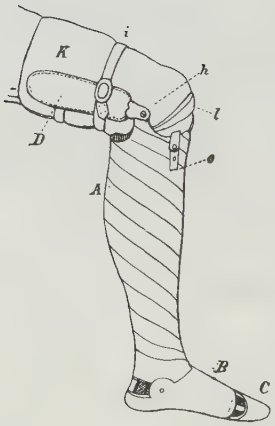


Abb. 28 b

Prothese von RÜHL v.

nötig. Sie wurde jedoch in der Praxis oft ausgeführt, meist um die mangelnde Holztechnik auszugleichen, was sich aber als Fehler herausstellte. Dies war mit einer der Gründe, daß lange Zeit am Stahlschienenlederbein festgehalten wurde.

Ähnlich konstruiert war O. HAWEMANN's Prothese, mit dem Unterschied, daß der Oberteil aus Holz gefertigt war und am Fuß eine Filzlage angebracht war.

Ohne Schienen ist der künstliche Unterschenkel von FAARUP, Kopenhagen, der nur für lange Stümpfe geeignet ist. Für den Unterschenkel wurde Leder mit Schienen verwendet, der Fuß ist aus Holz. Die Hülse hält am Unterschenkel durch ein Luftkissen, das mit einer Fahrradpumpe aufgeblasen wird. (Abb. 29)

Diese an sich gute Idee wurde im 1. Weltkrieg wegen Gummimangels fallengelassen und erst Jahre später wird wieder versucht, ohne Oberschenkelhülse auszukommen.

Die Schwierigkeiten beim Bau der Unterschenkelprothese mit Oberteil war, wie auch bei den Oberschenkelprothesen, die richtige Anbringung des Kniegelenkes. Nach SCHEDE ist dieses 2,5 cm über dem Gelenkspalt und zwischen hinterem und mittleren Drittel des sagittalen Kniedurchmessers anzubringen, um eine Kongruenz zwischen Stumpf- und Prothesenbewegung zu erreichen. Es war jedoch besonders bei kurzen Unterschenkelstümpfen nicht möglich, diese Kongruenz zu erreichen. Hier erdachte HABERMANN eine Konstruktion, die darin bestand, auch die Oberschenkelhülsen im oberen Ende gelenkig auszubilden. Dadurch gehen sie bei Beugung etwas zurück, bei Streckung vor. (18)(Abb. 30)

Abb. 29:
Prothese von FAARUP

Abb. 30 :
Prothese von HABERMANN

Denselben Effekt erzielte GOCHT dadurch, daß er die Unterschenkelhülse drehbar zwischen die Schienen einsetzte. Die physiologische Kniebewegung nachzuahmen, liegt der Erfindung LOTH's zugrunde . (18)(Abb. 31)

In die Oberschenkelschiene ist ein Nut nach Art der Oberschenkelkondylen gekrümmt, eingelassen, in dem sich eine Kugel bewegen kann. Ein zweiter Nut ist gerade zwischen Ober- und Unterschenkelschiene. Bei Beugung kann sich infolge dieser Vorrichtung der Unterschenkel verkürzen.

Um diese physiologische Bewegung zu erreichen, liegt eine Erfindung des Japaners N. HIROFUMI, KYOTO, aus dem Jahre 1973 zugrunde. Sie ist gekennzeichnet durch ein oberes Gelenkglied am Oberschenkelteil befestigt, ein darunter liegendes unteres Gelenkglied am Unterschenkelteil und ein Gelenkglied, das dazwischen liegt. Durch diese Anordnung können der Oberschenkel und der Unterschenkel durch obere und untere Bolzen schwenkbar in zwei Stellungen zusammen vereinigt werden. Es handelt sich also um ein Gelenk mit zwei Unterstützungspunkte, wodurch die tatsächliche Kniegelenkbewegung nachgeahmt wird (Offenlegungsschrift 2317561). (Abb. 32)

Physiologische Kniegelenke in Unterschenkelprothesen zu bauen, war vorallem auch in England üblich. So wurde das System HANGER bekannt, das ein Rückwärtsgleiten der Achse, aber keine Verkürzung des Beines erlaubte.

Im 20. Jahrhundert erlebte die schienenlose Unterschenkelprothese einen neuen Aufschwung.

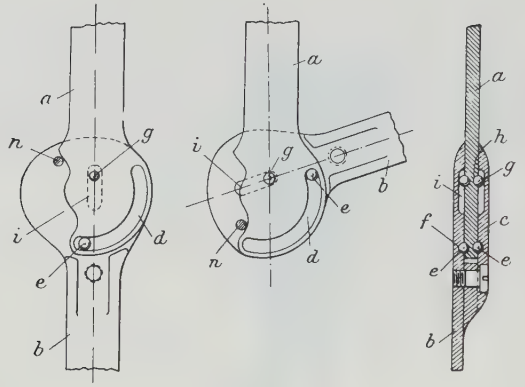


Abb. 31 :
Schiene nach GOCHT

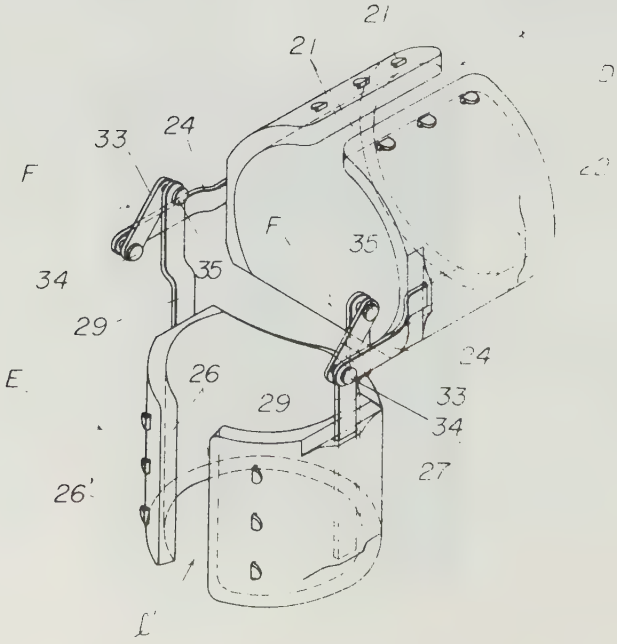


Abb. 32:
Verbindungsgelenk nach HIROFUMI

In Deutschland war es HOFFMANN, der 1926 auf dem 21. Orthopädenkongreß in Stettin mit schienenlosen Prothesen versorgte Amputierte vorstellte. Etwa zur selben Zeit stellten GÖRLACH unf FRANCKE ebenfalls eine Prothese nur aus Unterschenkelstück und Fuß bestehend vor. Befestigt wurde sie mit Hilfe der GÖRLACH-FRANCKE-Bandage oberhalb des Kniegelenkes. Als Material wurde sowohl Aluminium als auch Holz verwendet. (Abb. 33)
Diese Kurzprothese war nur für gut geformte mittellange Stümpfe geeignet; die langen Stümpfe waren zu sehr Reibungsbelastungen ausgesetzt, die kurzen Stümpfe haten zu wenig Belastungsfläche.
Vorallem weibliche Patienten trugen diese Prothese gern. Der Durchbruch zur Kurzprothese wurde jedoch erst später geschafft.(35)

Ein anderes Prinzip zur Befestigung des Stumpfes wendeten STRIEDE 1950 aus Kufstein und italienische Mechaniker des Instituts nach dem 2. Weltkrieg an. Es ist die Adhäsion, die den Stumpf im Prothesenbett hält, so daß auch die Riemenbefestigung am Oberschenkel entfällt. Leider findet auch diese Idee in der Folgezeit keine Verbreitung.
In den sechziger und siebziger Jahren setzen sich vielmehr drei Typen durch :
Die PTB-, PTS und KBM-Prothese. (Abb. 34, 35)

Die PTB-Prothese kommt aus Amerika, genauer aus den Forschungszentren von Los Angeles und San Francisco, hierbei ist der Name von Prof. und Ing. Charles W. RADCLIFFE besonders hervorzuheben (ca 1958).
Die beiden anderen Prothesen, aus ersterer hervorgegangen, entstammen den Werkstätten von Münster, der Name

Abb. 33:
Schienenlose Unterschenkelprothese

Abb. 34 :

Abb. 35

ist in der Benennung der KBM - Prothese enthalten
= KONDYLEN BETTUNG Münster.

Verschiedene Nachteile der üblichen Unterschenkelprothese mit Oberschenkelmanschette führten zwangsläufig zur Erfindung dieser Prothesentypen.
Es waren dies :

1.) Durch das Zusammenschnüren der Muskulatur kam es zur Atrophie der Muskulatur, außerdem zu Zirkulationsstörungen im Stumpf.
2.) Die geringe Belastungsfläche des Unterschenkels führt zu Schmerzen am Stumpf.
3.) Wegen der geringeren Muskulatur am Unterschenkel treten häufiger Druckstellen auf.

Ad 1.)
Der neue Prothesentyp sollte diese Fehler vermeiden. Durch den Wegfall der Manschette wurde die Atrophie vermindert bezw. behoben, ebenso die Zirkulationsstörungen.

Ad 2.)
Durch Miteinbeziehung der halben Kniescheibe und Oberfläche der Tibiakondylen, Außenflächen des Knies und Patellaschiene wird die Anlagefläche und Abstützungsfläche vergrößert, was die Druckmomente vermindert (daher auch der Name " Patella Tendon Bearing-Prothesis ").

Ad 3.)
Man nimmt Weichteilergänzung vor. (36)

Bekannt wurden diese Ideen auf einem Symposium 1958, das an der Universität Kalifornien, New York und der Veteranen-

administration veranstaltet wurde. In Deutschland ist es H. HABERMANN, der sich für die Herstellung dieser Prothesenart stark macht. Man kann in der PTB-Prothese eine Verschmelzung europäischer Ideen mit amerikanischem Organisationstalent sehen :
Der Riemen (MUEHLE),der Aufstützpunkt (HEINE), der Fuß (SACH) waren schon vorher bekannt, die Amerikaner verstanden es nur, die einzelnen guten Gedanken zu einem zusammenzufassen. (17) (Abb. 34)

Bei diesen Prothesen muß ganz besonders auf sorgfältige Ausarbeitung geachtet werden. An dieser Stelle will ich eine kurze Schilderung über die Abformtechnik des Stumpfes geben:

Anpaßvorgang :
An einem über den Stumpf gezogenen Baumwolltrikotschlauch werden die Knochensprünge mit Tintenstift markiert. Dabei werden die zu belastenden und zu entlastenden Regionen besonders berücksichtigt. Über eine Longuette wickelt man Gipsbinden, mit dem Daumen wird am nassen Gips die Unterkante der Patella markiert, insgesamt formen die Finger die Wadenseite so, daß ein gleichschenkliges Dreieck entsteht. Nach Herunterziehen des Gipses und Entfernen des Trikotschlauches sind die markierten Stellen im Negativ sichtbar.
Nun wird ein Gipspositiv hergestellt, indem Gips in das Negativ gegossen wird, auch hier sind dann die Markierungen wieder sichtbar. Es folgt ein straffer Bezug des Positivs mit Chromleder oder flexiblem Gießharz, anschließend wird das Modell mit Moosgummi beklebt.

Darauf erfolgte das Einarbeiten der Weichwandschaften in den Innentrichter aus Kunststoff (Acryl-Harz, Polyester oder Epoxyd).

Besonders wichtig ist die anschließende Justierung, für die es Geräte von verschiedenen Firmen gibt. Der Gießharzschaft steckt in einem Holzklotz, der auf einer Gehmaschine befestigt wird, deren einzelne Teile gegeneinander und nach der Höhe mit Schraubenverstellungen verstellbar sind. Aufgrund von Beobachtungen über das Gangbild und nach Angaben des Patienten nimmt man Abänderungen vor. (19) (30)

Über das Material dieser Unterschenkelharzprothese gibt es unterschiedliche Auffassungen :

J. LANGHAGEL schreibt einen Großteil der Beliebtheit dieser Prothese der Gießharztechnik zu. Einmal weil sich dünnwandige und trotzdem formstabile Schäfte bauen lassen, zum anderen weil sie sehr leicht sind.

Demgegenüber zieht R. POETS (Universitätsklinik Münster) Holz vor, da sich damit ein klares Stumpfprofil ausarbeiten läßt, bessere Änderungsmöglichkeiten gegeben sind und außerdem Holz besser hautverträglich ist. (45)

Obwohl die PTB-Prothese in Deutschland am bekanntesten wurde, stellt sie noch nicht die neueste Prothese auf dem Gebiet der Unterschenkelharzprothesen dar. Eine sehr ähnliche entwickelten fast zur selben Zeit Prof. KÜHN und FAYAL, Münster, die 1961 auf dem Kongreß der 1. I.C.P.O. in Paris vorgestellt wurde - die PTS-Prothèse - Prothese tibiale supracondylienne -.

Wie der Name schon beinhaltet, geht die Schaftwandung über die Kondylen hinaus. Dies ist aber nicht der einzige Unterschied.

Guy FAYAL beschreibt sie folgendermaßen :

a) Man führt keine Überarbeitung am Positiv aus.

b) Das obere Stück des Schaftes hat extrem hohe Seitenflügel, die die Femurkondylen aufnehmen und dadruch eine seitliche Stabilität geben. Wir haben dies entlehnt von dem großen Menschen und Meister Prof. FUSAROLLI des RIZZOLI-Institus, Bolgne, Italien.

c) Das Knie ist eingehüllt und der Halt über dem Knie begrenzt die Streckung.

d) Diese Prothese hat keinen Riemen, der am Oberschenkel befestigt wird.
Aus jener hervorgegangen ist schließlich die KBM-Prothese - KONDYLEN BETTUNG Münster. Im Unterschied zur obigen läßt sie das Knie frei. Das Knie wird durch zwei Seitenflügel so exakt gefaßt, daß keine Lockerung der Bänder möglich ist. Sie ist ganz aus Holz gefertigt. An der medialen Seite ist ein Kondylenteil eingelassen, welcher der Prothese und dem Knie den besonderen Halt gibt.

Beurteilung :

Die Vorteile dieser Prothesenart stechen sofort ins Auge, vor allem kosmetischer und ästetischer Art. Es ist verständlich, daß derart versorgte Amputierte kaum mehr auf die Unterschenkelprothese mit Oberschenkelmanschette umwechseln möchten. Zumal sie mit einiger Übung auch wieder tanzen und Sport treiben können. Die medizinischen Vorteile habe ich schon erwähnt.

Aber nichtimmer ist die Indikation für diese Prothese gegeben :
So nicht bei extrem kurzen Unterschenkelstümpfen, oder

wenn die Hauptpartien nicht belastbar sind oder eine Umstellung auf diese Prothese zu umständlich wäre.
(17)

b.) Kunstbein für Oberschenkel

Für das 15. Jahrhundert als repräsentant herausgegriffen ist ein künstliches Bein, das im Museum Stibbert in Florenz (17) (Abb. 36 a) ausgestellt ist. Es lehnt sich sowohl in der Form als im Material stark an die Ritterrüstung jener Zeit an. Diese Art Konstruktion - innen hohl, die Form des Beines nachahmend - nennt man Exoskelett-Prothese. Es ist verständlich, daß derartig kunstvoll gestaltete Prothesen ausschließlich von den " Reichen " getragen wurden. Nur sie hatten Bedienstete zur Verfügung, die die Zeit und Fertigkeit besaßen, diese Art von Beinersatz herzustellen.

Am bekanntesten für jene Zeit ist die Prothese des kleinen Lothringers von Ambroise PARÉ (1510 - 1590). Der Unterschied zu obigem beschriebenen Kunstbein liegt im zentralen Eisenstab, der das Körpergewicht aufnahm, zugleich aber auch das höhere Gewicht ausmachte. (Abb. 36 b)
Der Oberschenkelstumpf war in einen Schaft aus Eisenblech eingelassen, welcher über Riemen mit am Brustwams befestigt war. Über ein bewegliches Kniegelenk war der Panzerstiefel angebracht mit dem zentralen Eisenstab versehen. Das Kniegelenk konnte festgestellt und durch eine Zugleine freigegeben werden. Im Fußteil war in Höhe des Torsus ein Scharniergelenk.

Auch bei dieser Prothese ist die Ähnlichkeit mit den Rüstungen jener Zeit wieder auffällig. Diese Prothese geriet jedoch

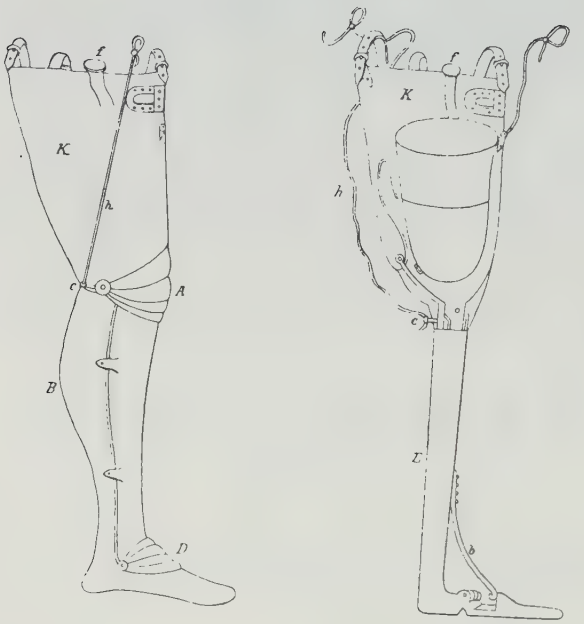


Abb. 36
Prothese von Ambroise PARÊ

trotz vieler guter Eigenschaften bald in Vergessenheit, wahrscheinlich war das hohe Gewicht - 7 kg - mit verantwortlich dafür.

a) Die konventionelle Prothese

Versuche, den Beinersatz nicht nur als Körperstütze auszubilden, sondern durch Anbringen von Gelenken dem natürlichen Bein anzupassen, wurden sicher schon im Mittelalter unternommen.

Brauchbare Konstruktionen tauchen jedoch erst um die Wende 18./19. Jahrhundert auf. Es waren jedoch oft Einzelstücke, die in der Herstellung teuer und deshalb für die meisten Amputierten nicht erschwinglich waren. Das Material ist uneinheitlich; man trifft Leder, Blech und Holz als Baustoff an.

Mit dem Ziel, den natürlichen Gang nachzuahmen, verwendeten Peter BALLIF, POTT und AUTENRIETH in den 20-iger Jahren verschiedene Systeme, dies zu erreichen. (Abb. 37)

In BALLIF's Prothese aus Eisenblech sollen Spiralfedern und Darmsaiten die Funktion der Streck- und Beugemuskulatur übernehmen. Auch POTT sieht in der Anbringung von Darmsaiten wegen ihrer Elastizität eine gute Möglichkeit, die Funktionen der Muskulatur zu ersetzen. Seine Konstruktion, eine aus Lindenholz gefertigte Prothese, war ursprünglich für den Marquis of ANGLESEY gedacht, deshalb auch ANGLESEY-Bein, von anderen " Clapperleg " wegen seines klappernden Geräusches, genannt. Es fand weite Verbreitung über England, Frankreich und Amerika.

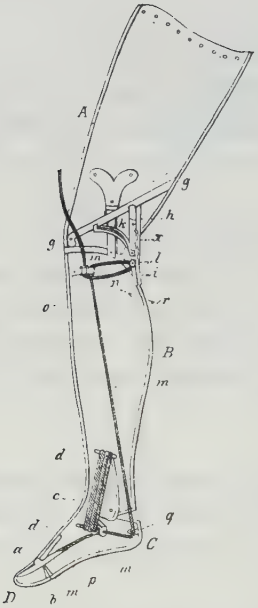


Abb. 37:
Prothese von BALLIF

Statt Darmsaiten elastische Riemen zu verwenden, war schon HEINE's Idee, was später noch Erwähnung finden wird. Auch Prof. AUTENRIETH, Tübingen setzt sie anstelle der ausgefallenen Muskulatur ein.

Eine weiterentwicklung des ANGLESEY-Beines ist das Bein von William SELPHO,1851 das wie dieses ganz aus Holz gebaut ist.
Wie bei ersterem übernehmen Darmsaiten, von der Oberschenkelhülse zur Ferse ziehend, die Funktion der Achillessehne.(Abb.38)

Große Beachtung fand das Bein des Amerikaners Douglas BLY aus dem Jahre 1858. Oberschenkelhülse und ein Teil des Unterschenkels waren aus Leder, der Rest des Unterschenkels und der Fuß aus Holz. Er legte besonderen Wert auf die Fußbeweglichkeit und baute als einer der ersten das allseits bewegliche Fußgelenk. Wie oben bereits erwähnt, wurde dies mittels einer Elfenbeinkugel zwischen Unterschenkel und Fuß erreicht. Darmsaiten, die den Fuß mit dem Unterschenkel verbinden ermöglichen die Beweglichkeit nach allen vier Richtungen und die Sicherung des Fußes. (Abb. 39)

Wie bereits oben erwähnt, kennzeichnete die Periode bis zum 1. Weltkrieg das Lederbein, mit Stahlschienen verstärkt, das von Deutschland aus bekannt wurde und Eingang im Prothesenbau der übrigen Welt fand. Abweichend von den Riegelgelenken gab es auch solche mit beweglichen Kniegelenken, so bei GEFFERS. Das Vorwärtsbringen des Unterschenkels geschieht über eine im Unterschenkel verlaufende

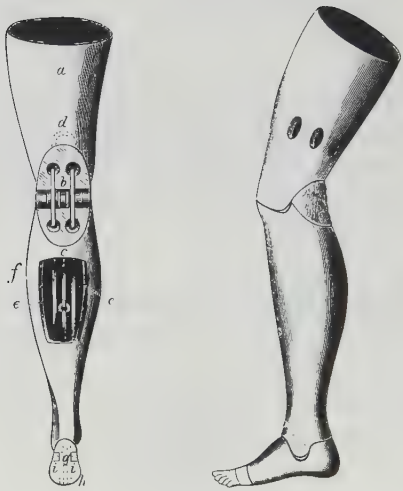


Abb. 38 : Prothese von W. SELPHO

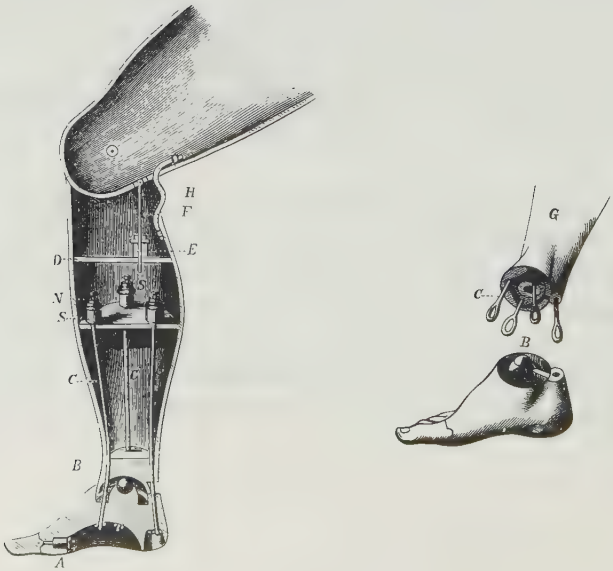


Abb. 39: Prothese von BLY

Spiralfeder (Abb. 40) die mit der Drehachse des Kniegelenks durch einen kleinen Hebel in Verbindung steht. Zudem kann mittels dieser Feder beim Durchschwingen die Fußspitze gehoben werden. Die Fußgelenkskonstruktion wird im Kapitel über Gelenkskonstruktionen näher erläutert.

Sehr verbreitet war auch das PFISTER-Bein, Berlin, welches aus dünnem Stahlblech hergestellt wurde mit einem Fuß aus Holz. Das bewegliche Kniegelenk ist nur für Patienten mit langem Oberschenkelstumpf gedacht und es ist erforderlich, beim Stehen mit dem Stumpf gegen die Oberschenkelhülse zu drücken. (Abb. 41)

Ein neues Material, nämlich Hornhaut führt BINGLER, Ludwigshafen in den Apparatebau ein, welches außerordentlich fest sein soll und das Anbringen von Luftlöchern gestattet. Dieses Bein war durch geringes Gewicht und gute Haltbarkeit gekennzeichnet.

Ein bewegliches Kniegelenk, das aber auch in beliebiger Beugestellung feststeht, ist die Neuerung an dem Lederbein von Dr. Walter ENGELS, das zuerst von Ad. KRAUTH, Hamburg, dann von ESCHBAUM, Bonn ausgeführt wurde.

Die Amerikaner und Schweizer bauten zu dieser Zeit schon Kunstbeine aus Holz mit Pergamentüberzug. Es seien hier besonders die Kunstbeine von MARKS und DOERFLINGER erwähnt die vielfache Bedeutung fanden. Bei dem MARKS'Bein besonders beachtlich ist die Stellung des Kniegelenks, das senkrecht unter dem Sitzring liegt. Diese Konstruktion soll das Einknicken im Kniegelenk unbedingt verhindern. Das Knie- und Fußgelenk werden weiter unten näher beschrieben.

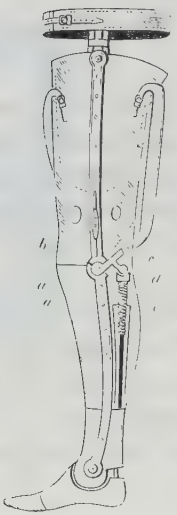


Abb. 40:
Prothese von GEFFERS

Abb. 41:
Bein von PFISTER

Für seine Zeit sehr ausgereift war auch das DOERFLINGER-Bein, das in Deutschland durch FISCHER, Freiburg im Breisgau, bekannt wurde. Ein gut ausgearbeitetes Stumpffuteral (SLIP- SOCKET)das auf und ab federt, schont den Stumpf. Es ist über Riemen mit der Oberschenkelhülse verbunden. Der Fuß dieser Prothese hat einen Weidenholzkern und eine Filzsohle. Das Kniegelenk ist ein Bolzenscharniergelenk, das Nachvornebringen des Unterschenkels geschieht durch einen elastischen Zug.(Abb. 42)

Während des 1. Weltkrieges machte der Kunstbeinbau einen Schritt zurück in der Entwicklung, indem sogenannte Behelfsbeine gebaut wurden. Dies war aber notwendig, da angesichts wirtschaftlicher Schwierigkeiten die endgültigen Kunstbeine oft nicht schnell genug oder gar nicht geliefert wurden.Sie waren nach Art einer Stelze gebaut mit einem Gipstrichter. Eine Weiterentwicklung stellte das Arbeitsbein dar, welches unter dem Gesichtspunkt der raschen Lieferung dem sogenannten " kosmetischen Bein " gegenübergestellt wurde. Es sollte leistungsfähig, dauerhaft und einfach konstruiert sein, die äußere Form trat dagegen zurück. Außerdem sollte es fabrikmäßig hergestellt werden können, um die schnelle Lieferung zu garantieren. Unter diesen Gesichtspunkten entstand das BRANDENBURGER-Bein von GOCHT und RADIKE, deren Hauptbestandteile aus Holz, die Oberschenkelhülse aus Stahl hergestellt sind. Der Unterschenkel ist als Rohr ausgebildet und mit dem Knieteil über Schienen verbunden. Das Neue daran ist, daß der Unterschenkel je nach Patient in seiner Länge verstellt werden kann, ebenso ist die Oberschenkelhülse in Weite und Höhe zu verändern. Die Teile sind auswechselbar und können jederzeit nachbestellt werden. (Abb. 43)

Abb. 42: Bein von DOERFLINGER

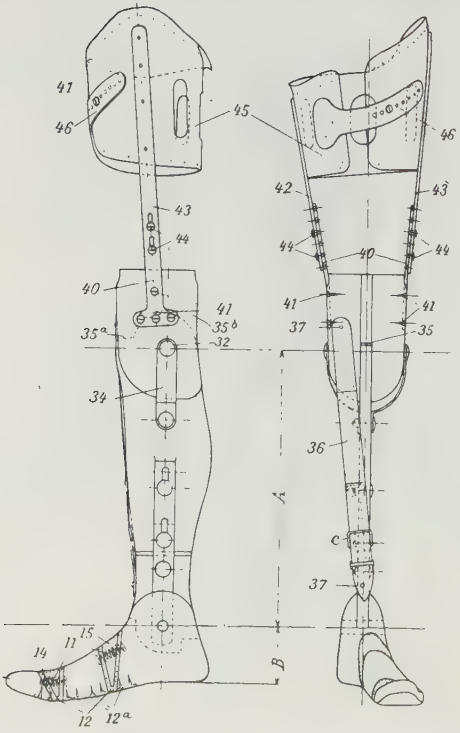


Abb. 43 : BRANDENBURGER Bein

Wie bereits weiter oben erwähnt, war der Prothesenbau nach dem 1. Weltkrieg gekennzeichnet, Gesetzmäßigkeiten über die Statik auf die Prothese zu übertragen. Dies war durch die theoretischen Grundlagen SCHEDE's möglich geworden. Der Aufbau der Prothese wird nach der Schwerlinie ausgerichtet. Aus diesen Überlegungen entsteht die sogenannte " Bereitschaftsstellung ", wobei das Kniegelenk in leichter Beugestellung und der Fuß in Spitzfußstellung gesperrt werden. Mit diesen Neuerungen verbunden war auch die Änderung des Materials - anstatt Leder nun Holz, da es nachträgliche Verbesserungen eher zuläßt.

Ein sehr wichtiger Punkt beim Prothesenaufbau war es, die Belastungslinie auszumachen. SCHEDE und HABERMANN gehen vom Tuber ischii als Stützpunkt aus und fällen das Lot von der Mitte des Tuberaufsitzers, seitlich von der Trochanterspitze ausgehend zum Boden. Anfangs wurden zur Auffindung dieser Linie Unterstützungsschemel entwickelt, andere Balancegeräte arbeiteten mit einer Kugel oder Kreissegmenten. Der endgültige Aufbau der Prothese wurde jedoch meist erst nach einem Probelauf festgelegt, andere richten sich von vornherein nur nach den mittels eines Probierbeins gefundenen Werten.

HABERMANN ordnete entsprechend die Gelenke so an, daß die Senkrechte durch die Mitte des Kniegelenkes geht und auch das Fußgelenk in der Mitte der Knöchelachse getroffen wird. Zu dieser Zeit waren Oberschenkelbeine im Gebrauch, bei denen die Konstruktion des Kniegelenkes hauptsächlich des "physiologischen " Kniegelenkes im Mittelpunkt standen. Nach ihren Erfindern sprach man vom " SCHEDE-HABERMANN-Bein ", " LAMMERS-Bein", " STRIEDE-Bein ", "MÜLLER und MÖDL-Bein ".

Da über die Kniegelenke weiter vorne schon ausführlich berichtet wurde, genügt hier die Aufstellung der Namen.

Eine weitere und für den Prothesenbau sehr bedeutende Neuerung fällt in die 40-iger Jahre. Sie betrifft die Befestigung des Kunstbeines am Stumpf, was vorher hauptsächlich durch Riemen, Gurte und Bandagen gelöst wurde. Dafür boten sich der Beckenkamm oder die Schultern an. Diese waren entweder aus Stahl, Leder oder Stoff. Auch korsettähnliche Tragevorrichtungen waren im Gebrauch. Letztlich gingen aber die Bestrebungen der Prothesenbauer immer dahin, den Stumpf direkt mit der Prothese zu verbinden. So waren auch Methoden ersonnen worden, über Knochenkanäle, Knochenvorsprünge oder Muskelkanäle, wie dies SAUERBRUCH versichte, die Prothese zu befestigen. Diese Versuche zeigten jedoch keine Erfolge, ebensowenig wie diejenigen von DÜMMER, mittels einer in die Markhöhle geschlagenen Marknagels, die Prothese damit zu verbinden.

Erst als das Holz in den Prothesenbau eingeführt wurde und die so gerfertigten Schäfte unnachgiebiger als die Lederschäfte waren und dadurch mehr Beschwerden auftraten, wurden Überlegungen breit, die Einbettung zu verbessern. Versuche, Prothesen ohne Bandagen zu bauen, wurden schon vor dem 1. Weltkrieg unternommen, aber erst OESTERLE hat dies in den 30-iger Jahren erfolgreich durchgeführt. Das Stumpfbett wurde genau dem Stumpf angepaßt und nicht mehr wie früher üblich, als Trichter geformt. Man führte die Haftung auf den Unterdruck an dem zwischen Stumpfende und Schaftboden freigelassenen Raum zurück, in dem durch ein Saugventil keine Luft eindringen konnte. Es zeigte

sich aber, daß dadurch am Stumpf Störungen der Blutzirkulation entstanden, die in Form von venöser Stase und Oedemen auftraten. 1944 konnte HEPP nachweisen, daß es nicht der Unterdruck war, sondern andere Kräfte waren, die die Haftung zustande kommen ließen. Als die Kräfte führte er den muskulären Seitendruck, den hydrostatischen und elastischen Seitendruck an. Die Erkenntnis über die Wichtigkeit der verbliebenen Muskulatur hatte auch Auswirkungen auf die Amputation, wo man nun große Sorgfalt auf die Gestaltung des myoplastischen Stumpfes verwendete. Die Muskulatur ist dadurch noch fähig, aktiv betätigt zu werden und somit Blutzirkulationsstörungen und Atrophie zu verhindern.Aus diesen Forderungen entwickelte man Ende der 50-er Jahre, aufbauend auf den Arbeiten von CANTY und der Universität von BERKELY, Kalifornien, die "Kontaktprothese ". Das Merkmal dieser Prothese ist der Kontaktschaft, der dem Stumpf überall flächenhaft anliegt, auch dem Stumpfende, wodurch die sogenannte Stumpfpseudarthrose vermindert werden soll. Ebenso soll durch die enge Verbindung von Stumpfende mit dem Schaftboden durch die rythmischen Pumpbewegungen in der Belastungsphase die Gewebsflüssigkeit nach oben herangedrückt werden, wodurch den oben bei der Saugprothese entstehenden Stauungserscheinungen entgegengewirkt werden soll. Bisher hat sich die Kontaktprothese sehr gut bewährt. Es liegt hier ganz besonders in der Hand der Prothesenbauer, durch die Herstellung des Schaftes diese gute Idee zu realisieren.(35,36)

ENDOSKELETTBEIN

Der Begriff " Endoskelett-Prothese " soll ausdrücken, daß im Unterschied zur"Exoskelett-Prothese " der tragende Teil innerhalb der Beinstruktur liegt. Es kann dies, muß aber nicht, ein Rohr sein, dann als " Rohrskelett-Prothese " tituliert. Dieses Prinzip der zentralen Anordnung trafen wir schon bei der Prothese für die Reichen von Ambroise PARÈ an.

Alle Prothesen dieses Typs scheiterten zur Jahrhundertwende an einem zu hohen Gewicht, obwohl sich gute Ideen in ihnen verbargen. Als einer der ersten stellte 1863 DUBOIS D. PANELEE eine Endoskelettprothese mit einer Saughülse und einem physiologischen Kniegelenk vor.

In Deutschland war es TROMMENSCHLÄGER (1903) aus Köln, der eine derartige Prothese zum erstenmal baute. Bemerkenswert ist an dieser, daß der Fuß in seiner Lage verstellt werden kann und der Unterschenkel in seiner Höhe, Eigenschaften, die später diesem Typus zum Durchbruch halfen. Aber auch dieses Bein war wegen des Materials der Umhüllung, nämlich Holz, für seinen Träger zu schwer und zu umständlich.(Abb. 44)

Aus dieser Zeit sind noch zu nennen E. WEISSHUHN (1907) und Emil HUBER aus Kaiserslautern, der als erster ein ganzes Bein aus Stahlrohr baute (1911). Das Kniegelenk der HUBER-Prothese :
Die bewegliche Oberschenkelhülse trägt zwei seitliche Nasen, die bei Belastung in Aussparrungen der seitlichen Backen des Unterschenkels gleiten und so die Beugung unmöglich machen.

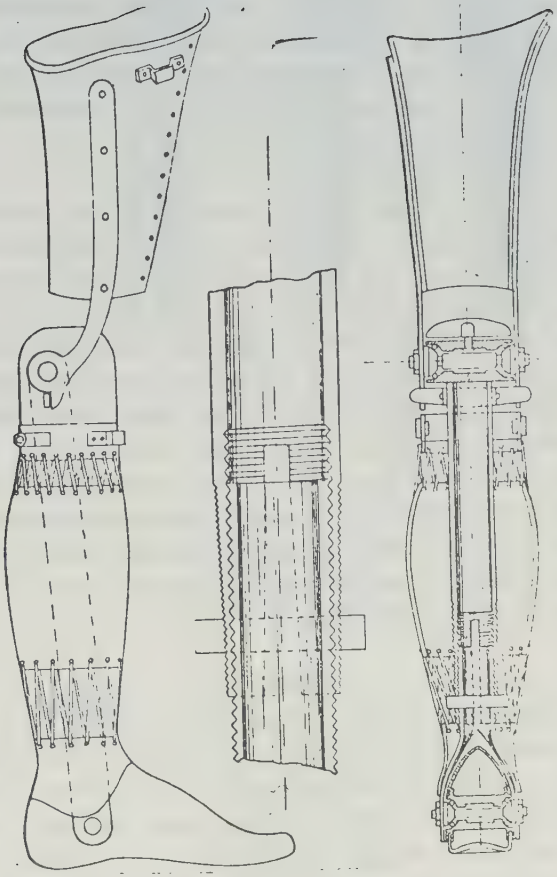


Abb. 44 : Prothese von TROMMENSCHLÄGER

In der weiteren Entwicklung sind es vor allem die verkleinerten Gelenke, an deren Konstruktion GOLOMANN RATH aus Budapest (1917), SCHÄFER, Mainz und HASSLAUER, Frankfurt am Main um 1918 arbeiteten. Diese Verkleinerung bringt den Vorteil einer besseren kosmetischen Umkleidung dieser Prothesen und ist wegbereitend für die Weiterentwicklung dieser Prothesen.

Die Rohrskelettprothese aus der Werkstatt des Festungslazarettes Mainz war ausgestattet mit einem monoachsialen Kniegelenk, einem Einachsfuß und einer Vorrichtung für Standabsicherung. Äußerlich wird sie von einer Lederhülle umgeben. Das Kniegelenk von SCHÄFER besteht aus einem oberen gabelförmigen Teil, der durch ein Scharniergelenk mit dem unteren Teil verbunden ist. Letzterer ist aus zwei Stahlhülsen zusammengesetzt; die innere trägt eine Spiralfeder. Belastung drückt die Feder zusammen, die äußere Hülse nähert sich dem oberen Teil, dadurch greifen die an ihr angebrachten Zapfen in den oberen Teil. Damit steht das Gelenk fest. Bei Entlastung wird das Gelenk wieder freigemacht, da die Feder die Hülse nach unten drückt. (Abb. 45)

HASSLAUER, Stabsarzt in Frankfurt wollte auch während der Beugung ein Einknicken im Kniegelenk verhindern.
Im Oberschenkelteil wird die Form des natürlichen Kondylus nachgeahmt, indem der Radius nach hinten größer wird. Dadurch wird der Druck auf die Bremskolben immer stärker, bis bei 150° Grad Beugung eine Sperre eintritt, die vom Patienten selber wieder gelöst werden muß. (Abb. 46) Die Umhüllung ist wiederum aus Leder.

Nach dem Weltkrieg treten nur wenige Neuerungen auf diesem Gebiet auf, so zum Beispiel das Bremskniegelenk von Frederik

Abb. 45 : Kniegelenk von SCHÄFER

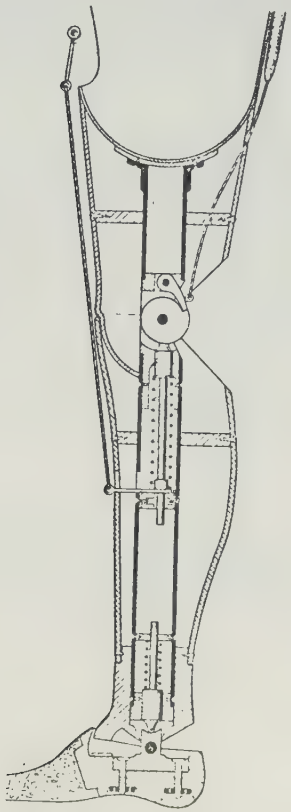


Abb. 46 : Prothese von HASSLAUER

CRITCHLEY aus Liverpool(1922), das auch heute noch in England eingebaut wird.
Erst nach dem zweiten Weltkrieg wird überall intensiver an der Weiterentwicklung der Rohrskelettprothese gearbeitet, sowohl in Frankreich, Rußland und Deutschland, von den Franzosen seien die Namen CHARPENTIER, Bernard DRONOT und Guy FAYAL, von den deutschen Forschern Prof. KÜHN und die Firma Otto BOCK genannt.

1958 begann das technische Department des französischen Ministeriums für Frontkämpfer und Kriegsopfer unter Jacques CHARPENTIER mit der Entwicklung einer Rohrskelett-Prothese, die 1961 im Versorgungswesen zugelassen wurde. Sie wird in Frankreich, wenn auch etwas abgewandelt, benutzt. Darum will ich die ursprüngliche Form beschreiben :

ST - Fuß

Der ST - Fuß hat folgende Teile :
Vorderfuß, Filzsohle, die an eine Ledersohle genäht ist und eine Leichtmetallsohle, die den Fußknöchelkomplex trägt. Dessen Leichtmetallkern ist im oberen Teil als Rohradapter ausgebildet, in dem das Unterschenkelrohr steckt. Außerdem ermöglicht ein Gummiblock Beugung, seitliche Bewegung und eine gewisse Rotation der Fußsohle. Zum Komplex gehört noch ein Dorsalanschlag aus Leichtmetall und zum Schutz des Gummiblocks ein Leichtmetallkäfig.(Abb. 47)

Das Unterschenkelrohr wird über einen geschlitzten Holzzylinder im Rohradapter durch einen kugelförmigen Dorn, der mittels einer Sechskantschraube angezogen wird, befestigt.

Abb. 47: ST - Fuß

Abb. 48:
Kniegelenk der
ST-Prothese

Beschreibung des Kniegelenks :

Es handelt sich um ein Einachskniegelenk, das zum Unterschenkelrohr als Gabel mit zylindrischer Verlängerung ausgebildet ist. Für die Achse sind am Gelenkoberteil Ausbuchtungen mit Kugellager angebracht. Ein Oberschenkelflansch steht in Verbindung mit einer Schaftanschlußplatte, die beide zueinander verschoben werden können. Ein Gummieinsatz an der Vorderseite verhindert eine Überstreckung. Das Kniegelenk kann außer Beugung und Streckung nach Lösung von Klemmschrauben auch um die Längsachse Rotationsbewegungen ausführen. (Abb. 48)

Die äußere kosmetische Verkleidung
bedeutet die größte Schwierigkeit. Es lag vorallem am Material - Polyvinylchlorid - das durch Verkleben immer wieder Brüche an der Knöchelgegend aufwies und sich auch nachträglich zusammenzog. Abhilfe schuf die Verwendung eines anderen Werkstoffes, das Polyurethan. Über diese Verkleidung wird ein Überzug aus Polyvinylchlorid gezogen, der hautfarben gefärbt ist. (42)

ST - Prothese

Die Vorteile dieses Prothesentyps liegen hauptsächlich in der ästetischen Form, was für seinen Träger von nicht zu unterschätzender Bedeutung ist. Dann ermöglicht es die Austauschbarkeit der Einzelteile. jede gewünschte Höhe zu erreichen. Durch Justierungseinrichtungen kann die Höhe und Drehung des Fußes, die Höhe des Knies und die Neigung des Schaftes individuell eingestellt werden. Zudem ermöglicht die serienmäßige Herstellung eine relativ schnelle Fertigstellung und geringere Kosten. Als Nachteil dieser ST - Prothese wären das Einachskniegelenk und die geringe Flexibilität der Sohle anzusehen.

Aus Deutschland ist unter den Rohrskelettprothesen vor allem die Otto BOCK-MODULAR-Beinprothese aufzuführen. (Abb. 49, 50)
" MODULAR " steht für die Möglichkeit austauschbare Teile zu verwenden, welche einfach und schnell in die Prothese eingebaut werden können.
Max NÄDER, der Leiter der orthopädischen Industrie Duderstadt erläutert in einem Vortrag zur Jahreshauptversammlung 1974 des BIV in Kauserlautern die Kriterien, nach denen ihre MODULAR - Prothese gebaut wird :

1.) Kosmetik
2.) Tragekomfort
3.) Betriebssicherheit
4.) Funktion

Er begründet diese Reihenfolge mit der Kosmetik an der ersten Stelle damit, daß für den Körperbehinderten gerade die naturgetreue Nachbildung der Extremität zur Herstellung seines seelischen Gleichgewichts notwendig sei. Er nennt diesen Vorgang, der Kosmetik die Priorität einzuräumen, den " Humanisierungsprozeß " der Orthopädie.

Zum Tragekomfort zählen eine verbesserte Stumpfbildung, verbesserter Aufbau und die Möglichkeit der Nachjustierung.

Dies sei insofern wichtig, als sich die Körperstatik eines Menschen während der Tragezeit ändert. Die Justierung erfolgte in zwei Ebenen, sagittal und frontal, im rechten Winkel zueinander; sie ist getrennt durchführbar.
Zu der Betriebssicherheit zählt besonders die exakte Bestimmung der Belastungslinie, die bei dieser Art Prothese noch wichtiger ist als bei der konventionellen Prothese.

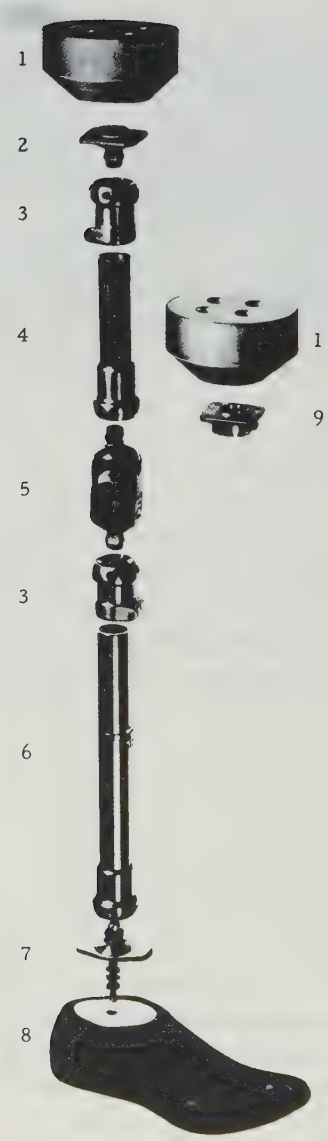


Abb. 49: MODULAR-Beinprothese nach BOCK

Abb. 50 : MODULAR-Beinprothese nach BOCK

Die Funktion ist, obwohl sie an 4. Stelle steht, keineswegs vernachlässigt, denn diese Prothese kann mit verschiedensten Fußarten (SACH-Fuß, Otto BOCK-Gelenkfuß, GREISSINGER-Fuß) und Kniegelenksarten (Einachsgelenk, Gelenk mit Feststellung, BRUNS-Kniegelenk) ausgestattet werden.

Im folgenden soll eine Beschreibung dieser Prothesenart erfolgen :

Unterer Beinabschnitt-Aufbau

Die Fußmitte des SACH-Fußes wird 10 - 20 mm vor der Belastungslinie eingeordnet, auf ein Anschlußstück des Fußes wird der Adapter mit dem langen Rohr befestigt. Der Fuß wird in 5^{o} Grad Auswärtsdrehung eingestellt, auch im Kniegelenk, das über einen Schraubadapter mit dem langen Unterschenkelrohr verbunden wird. Diese Bauteile werden über Gewindestifte und Sechskantschrauben festgezogen. Der Oberschenkelschaft ist über einen Schaftansatz mittels eines Schaftadapters entweder direkt am Kniegelenk oder bei kurzen Stümpfen mit einem Oberschenkelrohr verbunden. Eine Schaumstoffhülle umgibt das Rohrskelett, darüber werden nochmals zwei Lagen hautfarbenen Kräuselkrepp-Trikotschlauches gezogen.(39)

Um die Unterschiede, die im Aufbau der deutschen Rohrskelettprothese bestehen aufzuzeigen, sei noch auf eine Prothese von Klaus-Jürgen JACOBS, (26) Bonn hingewiesen.Bei seiner Prothese von 1959 wird auf Justierungsmöglichkeiten verzichtet, dies aus zwei Gründen, einmal

wegen des höheren Gewichts, zum anderen
weil sie noch zu breit sind und dies Nachteile für die Kosmetik mit sich bringt.

Stattdessen sollten die bei Probeläufen gewonnen Werte festgehalten werden und dann speziell geformte Einzelteile in die Prothese eingesetzt werden.

Das Material für die kosmetische Hülle ist aus Schaumstoff. Der Abdruck vom gesunden Bein des Patienten besteht aus drei Lagen, einem Trikotschlauch mit Silikonkautschuk bestrichen, darüber ein Tubigripptrikot, in Silikonmasse getaucht und nochmals einem silikongetränkten Trikotschlauch. Nach der Aushärtung reibt man den Abdruck mit einem Gleitmittel ein, er wird abgezogen und umgedreht. Dieser wird danach von außen mit Hartschaum eingeschäumt (Pedilen Schaum Typ 200). Um die Kosmetik zu erhalten, wird er mit dem von der Firma Otto BOCK entwickelten Schaumstoff ausgeschäumt.
Für diese Prothese wurde ein spezielles Kniegelenk konstruiert, das nach dem Keilbremssystem arbeitet und nicht miniaturiert ist. Am oberen Rand einer Bremskeilscheibe sind zwei Gleitbacken aus Kunststoff, am unteren Teil zwei Bremsbacken. Bei Belastung durch den Oberschenkel wird die Scheibe tiefer in das Gehäuse gedrückt, dadurch werden die Bremsbacken auseinandergedrängt und damit an den Seitenflächen eine Abbremsung erzielt. Druckfedern bringen die Scheibe wieder in die ursprüngliche Lage zurück.

Nach diesem Prinzip der Rohrskelettprothese wurde noch eine Exartikulationsprothese, eine Rohrskelettprothese für die Sofortversorgung von Amputien und Unterschenkelamputierte angefertigt.

Beurteilung :

Der größte Vorteil dieses Prothesentyps liegt wohl in dem psychologischen Moment. Der Amputierte soll seine Prothese

nicht nur als Hilfsmittel sehen, sondern sie als Stück von sich selbst akzeptieren.

Die Konzeption aus Einzelteilen ermöglicht eine individuelle Anpassung an die Größe des Patienten, zudem eine Austauschbarkeit der Teile.

Das Aufbauproblem wird durch den Einbau von sich gegenseitig beeinflussenden Justiereinheiten gut beeinflußt, auch nachträgliche Änderungen können durch die verbleibenden Einheiten vorgenommen werden.

Der Nachteil dieser Prothese lag darin, daß in Rücksicht auf die Kosmetik nur einachsige Kniegelenke verwendet werden konnten. Aber 1973 zeichnet sich auch hier durch die Anwendung von Brems- und Steuereinheiten eine Verbesserung ab.

Eine andere Lösung dieses Problems wird durch den Kompromiß Exoskelett - Endoskelettprothese angestrebt, wie dies z. B. im MODULAR-Prothesen-System BLATCHFORD verwirklicht ist. An Kniegelenkskonstruktionen werden verschiedene angeboten - ein Bremskniegelenk und Einachsgelenk. Das BLATCHFORD- Bremskniegelenk hat außer einer Standphasenbremse eine weitere Bremse mit konstanter, belastungsunabhängiger Wirkung. Die Bremsung erfolgt durch das Anliegen eines Bremsbandes auf eine Bremstrommel.(Abb. 51)

Die pneumatische Schwungphasensteuerung UCBL BLATCHFORD erzeugt verschiedene Widerstände für Beugung und Streckung und zwar wird die Beugung stärker abgebremst als die Streckung.

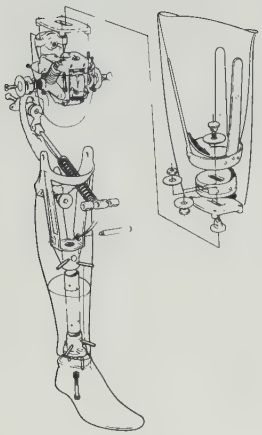


Abb. 51 :

MODULAR-Beinprothese nach
BLATCHFORD

Polyvalente Prothese

Eine andere bemerkenswerte Neuheit wird von DRONOT und Guy FAYAL in ihrer sogenannten " polyvalenten Prothese " angetroffen :
Luftkissen, die in die Hülsen eingeschoben werden können, womit eine hervorragende Anpassung an den Stumpf gewährleistet ist. Obwohl dies einige Probleme für die industrielle Herstellung bietet, scheint darin eine Idee zu liegen, für die es sich lohnen dürfte, daran weiterzuarbeiten.

Ein ganz anderes Prinzip aus der Technik verwendet Prof. KÜHN in seiner Endoskelettprothese :
Die Elektrik .

Elektromotoren kontrollieren Kurbelstangen im Unterschenkel. Ein Empfänger erhält Impulse von einem Sender, den ein Installateur oder der Amputierte selbst bedient. Die Korrekturen stellen sich während des Gehens von alleine ein. Man gewinnt immer mehr Interesse an diesem System, um die Gesetzmäßigkeiten herauszufinden, die für eine Prothese bestimmend sind um das induvidielle Lot jedes Amputierten zu bestimmen.

c) Entwicklung der Prothesen für Hüftexartikulierte

Wie früher schon erwähnt, stellte eine Beinamputation an die Chirurgen des Mittelalters große Anforderungen, erst recht die Amputation im Hüftgelenk. Es verwundert deshalb nicht, wenn in früheren Schriften berichtet wird, daß das Risiko gescheut wurde, wie bei RAVATON in " Moderne Praktiken der Chirurgie " . Darum tauchen auch erst relativ spät Beschreibungen über Prothesenmodelle für Hüftexartikulierte auf.

Auch hier ist die Urform die Stelze;als eine der ersten sei die Hüftstelze von FOUILLOY 1850, erwähnt. (Abb. 52) In Deutschland werden um diese Zeit die Konstruktionen von THAMM, WINDLER und ESCHBAUM (Abb. 53, 54, 55) bekannt. Das Prinzip besteht in einer Stelze, verbunden mit einem Beckenkorb, lediglich die Materialien sind unterschiedlich. THAMM verbindet in der Beckenkapsel Holz auf der kranken. mit Leder auf der gesunden Seite durch Schnallriemen. WINDLER verwendet für die Stelze Bambusrohr, ESCHBAUM Mannesmannrohr. Der Versuch, ein automatisch bewegliches Hüftgelenk zu bauen, wird 1861 erstmals von MATHIEU unternommen:(Abb. 56) Über einen elastischen Zug kann die Stelze im Scharniergelenk unterhalb des Beckenkorbes nach vorne gebracht werden, der zugleich auch das Kniegelenk freigibt, sodaß nun ein Sitzen möglich ist. Eine Weiterentwicklung in dieser Richtung erfolgte durch GEFFERS. Hier wird der Zug über eine Spiralfeder vermittelt.

Von der Stelzenform weicht HERMANN mit seiner Prothese ab, die 1868 in der Prager Vierteljahresschrift veröffentlicht wird.(Abb. 57)

Die Hüftgelenksachse liegt im vorderen Drittel einer Lederschale, die das Becken aufnimmt. Daran ist ein kompliziertes Schienengerüst angebracht, das in jeder Haltung eine Feststellung sichern soll. Mit einer vorderen ist eine hintere durch einen Querbalken (w) verbunden. Bei Beugung im Kniegelenk wird sie durch einen Gleitmechanismus in n mitgenommen. Wird das Körpergewicht auf diese Seite verlagert, bleibt die hintere Schiene durch vermehrte Reibung im Querschlitz fixiert. Zur Streckung des Unterschenkels ist diese Querrinne durch einen neuen Schlitz unterbrochen.

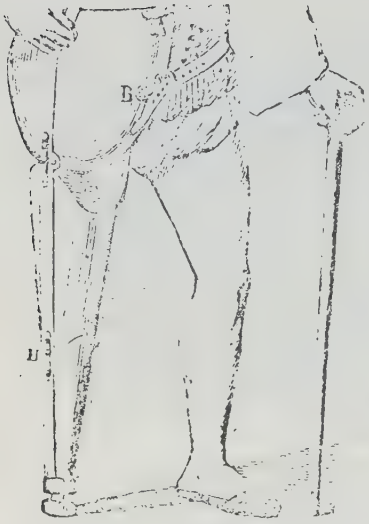


Abb. 52: Hüftstelze von FOUILLOY

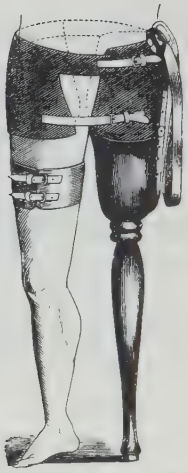


Abb. 53 : Hüftstelze von THAMM

Abb. 54: Hüftstelze von WINDLER

Abb. 55: Hüftstelze v. ESCHBAUM

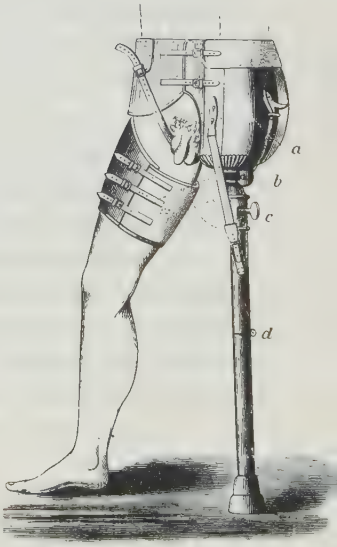


Abb. 56: Hüftstelze von MATHIEU

Trifft nun die Körperlast die Prothese, so kehrt die hintere Schiene über einen weiteren Schlitz, der nach hinten oben führt, wieder in die Ausgangsposition zurück. Bei dieser Prothese wurde zum erstenmal die Vorverlagerung der Hüftgelenksachse vor der Schwerlinie verwirklicht.

Sehr bemerkenswert und lange Zeit wegweisend im Aufbau von Hüftexartikulationsprothesen waren die Hüftbeine HOEFTMANN's, die er im Falle von einem totalen hochgenitalen Defekt der unteren Extremitäten eines jungen Mädchens erdachte. Dabei wurde das Körpergewicht zum Feststellen des Apparates genutzt, das Eigengewicht der Konstruktion zur Fortbewegung, was eine besondere Anordnung der Gelenke zueinander erforderlich machte. Das künstliche Bein ist vorne am Beckenkorb durch ein Scharniergelenk befestigt, sodaß es bei Anheben dieser Seite nach vorne pendelt. Das Kniegelenk - ebenfalls als Scharniergelenk ausgebildet - ist weit rückwärts verlagert, was eine Streckung bei Belastung ermöglicht.

Bei den Prothesen die um die Zeit des 1. Weltkrieges neu auf dem Markt auftauchten (MOMMSEN, HASSLAUER, DÖRFFLINGER u. a.) handelt es sich lediglich um technische Abwandlungen der bereits bekannten Modelle. Eine Konstruktion sei gesondert erwähnt, da sie eine gewisse Bedeutung erlangte, es ist dies das Hüftgelenk nach SCHLEGELMILCH. In der Vorverlagerung der Hüftgelenksachse und Rückverlagerung der Kniegelenksachse erinnert es an obengenanntes Prinzip HOEFTMANN's. Das Hüftgelenk ist ald dreiteiliges Scharniergelenk ausgebildet, das beim Gehen gesperrt wird, beim Sitzen gelöst, wodurch das Bein nach vorne oben kippt.(Abb. 58)

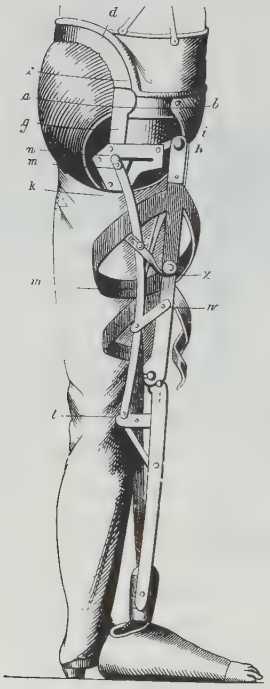


Abb. 57:
Prothese von HERMANN

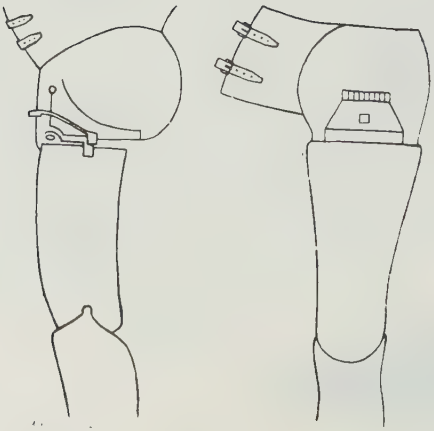


Abb. 58:
Hüftgelenk nach SCHLEGELMILCH

Sehr gebräuchlich war um das Jahr 1920 das WIENER Kunstbein, von SCHEDE in seinem Werk " Künstliche Glieder " beschrieben :
HESSING'scher Beckenkorb mit Tragvorrichtung, gelenkig verbunden mit dem Oberschenkelteil. Das Hüftgelenk hat ein äußeres Scharniergelenk, als " inneres " Gelenk einen Schleifbügel, der Drehpunkt entspricht dem natürlichen Hüftdrehpunkt. Das Gelenk ist beim Gehen gesperrt, beim Sitzen freigegeben. Knie- und Fußgelenke sind einfache Scharniergelenke. Dieses Bauprinzip ist lange Zeit weit verbreitet.(18)

1952 berichtet H. HERTEL in der Zeitschrift Orthopädie 8(23) über eine neuartige Versorgung der Hüftexartikulierten, die von W. MÖDL, Schliersee ausgedacht und durchgeführt worden ist. Ausgehend von der Tatsache, daß nur noch wenig Kräfte zur aktiven Bewegung der Prothese vorhanden sind, wollte man diese nicht auch noch durch Sperrung des Gelenkes beim Gehen verlieren. So wurde das Hüftgelenk für den Umfang - Überstreckung bis 165° Grad Beugung - beweglich konstruiert und zwar als zweiteiliges Scharniergelenk an Innen- und Außenseite. Die Feststellung der Beugung geschieht durch einen Gurt, der von der Rückseite des Oberschenkeltrichters zum Beckenkorb verläuft. Beim Sitzen wird der Gurt über eine Gleitschiene nach vorne geschoben und dadurch entspannt.

Wegen des langen Hebelarmes des Kunstbeines wird durch Ausnutzung dieser Kräfte eine normale Schrittlänge erreicht und - so auch für den Hüftgelenksexartikulierten ein besseres Gangbild erreicht. Das Kniegelenk ist einachsig nach dem System " KLINEKATTHÖFER "-einem Bremskniegelenk - gebaut.

Nur kurze Zeit später 1954 wird auch in Europa eine Prothese der Fachwelt vorgestellt, die unter dem Namen " kanadische Prothese " bekannt wird, wobei man übersieht, daß schon von HERMANN und HOEFTMANN der Grundgedanke gefaßt worden war. Kanadisch wurde sie deshalb genannt, weil sie von Toronto aus durch Mc LAURIN publik gemacht wurde. Das Verdienst von James FOORT, Kalifornien und Max LAURIN war die technische Ausführung der Idee - Vorverlegung der Hüftgelenksachse und Rückverlagerung der Kniegelenksachse -, die in Europa geboren wurde. Eine Schwierigkeit im Aufbau ergab sich in der Stabilisierung des Beckenkorbs, der einerseits als Auflagefläche beim Sitzen dienen soll, auf der anderen Seite nur über die Gelenkachse mit dem Bein verbunden ist.(Abb. 59)

Eine Verbesserung brachte hier Prof. KÜHN, Münster : Durch einen Stab, der auf der Knieachse aufgesetzt wird und am Beckenkorb hinter der Achse befestigt wird, ist eine Stütze für den Korb bei Belastung erreicht. Beim Sitzen wird er in den Halbrohrschaft verlegt. Ebenfalls von Prof. KÜHN stammt der Plan einer Verbindung der Konstruktionsprinzipien von MÖDL und der kanadischen Prothese : Durch ein zweiteiliges Hüftgelenk einerseits die Limitation einer zu starken Beugung (MÖDL) andererseits einer Überstreckung (kanadische Prothese) in einer Prothese zu vereinigen. Sie ist bisher noch nicht gebaut, aber vielleicht gelingt eines Tages die Verwirklichung des Gedankens.(Abb. 60)

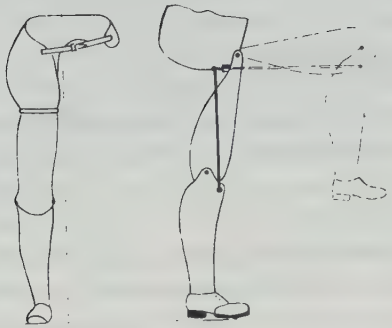


Abb. 59 : KANADISCHE Prothese

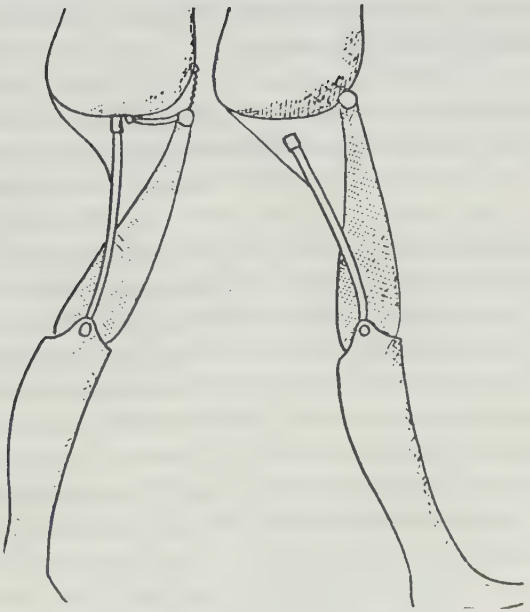


Abb. 60 : Abwandlung der kanadischen Prothese nach Prof. KÜHN

5.) Künstliche Gelenke

a) Geschichtliche Vorbemerkungen

Der entscheidende Schritt im Bau von Ersatzgliedern fällt in die Zeit des 19. Jahrhunderts. Es ist dies die Wende - weg vom Experimentieren zum gesetzmäßigen Bau der Prothesen. Dies war erst möglich, nach dem der Gehakt, wie er oben erläutert wurde, näher untersucht wurde, zum anderen durch die Überlegungen über die statischen Gesetze des Prothesenaufbaus, die Franz SCHEDE in dem Buch " Über die theoretischen Grundlagen im Kunstbeinbau " aus dem Jahre 1919 festhielt. Durch dieses Werk wurden die physikalischen Voraussetzungen geschaffen, dem Prothesenträger statt des Stelzenganges, einen physiologischen Gang zu ermöglichen. Vorausgegangen waren schon Versuche, die in diese Richtung zielten. Statt der Sperrung des Kniegelenks beim Gehen, sollte die Rückverlagerung der Kniegelenksachse die Standsicherheit und Belastbarkeit beim Gang gewährleisten.

Derartige Kunstbeine in der sogenannten Angstbeinstellung wurden gegen Ende des 19. Jahrhunderts nach den Anleitungen des Königsberger Orthopäden HOFFMANN gebaut, In diesem Zeitabschnitt vollzieht sich auch ein Wandel im Material für den Prothesenbau, ausgehend von den USA, in Deutschland vor allem durch FISCHER, Freiburg und dem Chirurgen ZUR VERTH. Letzterer und der oberschenkelamputierte Dr. GÖRLACH waren es auch, die aufbauend auf SCHEDE's Werk durch umfangreiche praktische und theoretische Arbeiten dem den Weg zum methodischen Aufbau des sogenannten " Bereitschaftsbeines " ebneten. Daß diese Umwälzungen in die Zeit des 1. Weltkrieges fallen, ist verständlich durch das anfallende Patientengut, was für Ärzte und Orthopädiemechaniker die Gelegenheit war, Erfahrungen zu sammeln.

Der große Unterschied zum Stelzbau liegt im neueren Prothesenbau in der Ausrichtung der Gelenkachsen mit Schwerlinie, wovon die Stabilität abhängig. Im Unterschied zum gesunden Bein fällt beim Prothesenträger die Muskulatur als aktiver Sicherungsmechanismus weg, weshalb nur die passive Sicherung gewährleistet ist; die im folgenden genauer besprochen werden soll.

Die Belastungslinie beim gesunden Menschen geht vom Hüftkopf aus, welcher die Belastungsfläche darstellt. Die Linie fällt von hier aus senkrecht durch den Fuß auf den Boden, wodurch der Körper im Gleichgewicht gehalten wird. Dieses ist stabil, wenn der Schwerpunkt über der Lotlinie liegt. Beim gesunden Bein fallen die anatomischen mit den mechanischen Achsen zusammen, was bei der Prothese nicht der Fall ist. Die Belastungslinie geht nach SCHEDE beim Oberschenkelamputierten vom Tuber ischi aus und trifft den Fuß am Ballenauftritt, die Kniegelenkachse lag dicht hinter dem Knie. Andere wie GÖRLACH, ZUR VERTH, BOCK, ELLE gehen wie beim gesunden Bein vom Hüftgelenk, sagittal vom Trochanter mayor, von vorne von der Hüftkopfmitte in der Leistenbeuge als Bezugspunkt für die Belastungslinie aus. Von dieser Linie aus werden die Prothesenteile zueinander festgelegt. (15, 18, 35, 57)

Die Schwierigkeiten beim Einbau von Gelenken war nun, die aktive Sicherung - sprich die muskuläre Arbeit - des normalen Beines während der Schwerpunktwanderung zu ersetzen.
Das Zusammensinken eines zweigliedrigen Systems nach einer Richtung kann man durch eine Sperre, z. B. durch ein Scharnier, erreichen. Es fällt nur dann zusammen, wenn der Schwerpunkt hinter der Sperre zu liegen kommt und das zweite Gelenk frei beweglich ist. Dies wird verhindert, wenn das zweite Gelenk ebenfalls in einer Richtung blockiert ist un zwar in die entgegengesetzte; auf das Kunstbein übertragen bedeutet dies, Sperre im Kniegelenk durch hinteren Knieanschlag, im Fußgelenk durch Dorsalsperrung. Ein Zusammenbruch ist nun nur noch mög-

lich, wenn vor dem Wirksamwerden der Dorsalsperre der Fuß plantaflektiert wird, wie dies beim Bergabgehen der Fall ist. Durch Sperrung der Gelenke sind für den Aufbau nicht mehr die anatomischen, sondern die mechanischen Achsen maßgebend = Verbindungslinien der freien Enden der Gelenke.

Wie wir oben bei HOFFMANN gesehen haben wird eine höhere Kniesicherung durch mechanische Überstreckung in der Kniegelenksachse erreicht, außerdem durch Verlagerung des Fußes nach vorn. Dieses Prinzip war verwirklicht im " Angstbein " - Bau gegen Ende des 19. Jahrhunderts. Der große Nachteil bestand darin, daß durch die starke Rückverlagerung der Kniegelenksachse erhebliche Kraft aufgebracht werden mußte, um das Bein nach vorne zu schwingen. Deshalb glich diese Phase des Ganges auch mehr einem Schleudern, weshalb es in der Literatur auch den Beinamen " Schleuderbein " erhielt. Zudem mußte die Überstreckung im Knie mit dem übrigen Körper ausgeglichen werden, was zur Lordosierung der Wirbelsäule führte. Um diesen Fehler zu korrigieren, wurde die Dorsalsperrung in leichte Spitzfußstellung gebracht, wodurch die Kniegelenksachse weiter nach vorne gelegt werden konnte. Auch der nach vorne verlagerte Fuß stellte sich als nachteilig für eine gute Abrollung heraus.

Das größte Gefahrenmoment beim Gehen hinsichtlich der Kniesicherung liegt im Aufsetzen der Ferse, mit nachfolgender Belastung. Die Kniebeugung kann hinausgezogen werden von seiten des Prothesenträgers durch Verminderung der Schrittlänge des gesunden Beines, dann durch die bereits erwähnte Spitzfußstellung, außerdem durch eine gute Streckmöglichkeit im Hüftgelenk. Dies erreicht man dadurch, daß die Prothese in Streckstellung gebaut wird und der Stumpf in leichter Beugestellung eingebettet wird. Außer der Verzögerung der Kniebeugung muß der Fuß

während der Belastung eine gute Plantarflexion haben, da zu frühe Einschränkung dieser Bewegung wiederum auf das Kniegelenk einknickend wirkt. (18, 35, 50, 53, 54)

Aus diesen Ausführungen wird deutlich, daß erst das aufeinander abgestimmte Zusammenspiel von Knie und Fußgelenk zur optimalen Sicherung des Prothesenträgers beitragen.
Im folgenden sollen sie nun einzeln besprochen werden, wo es notwendig ist, auch im Zusammenhang.

b) Kniegelenk

a) Anatomie des gesunden Kniegelenkes

Wurde das Kniegelenk früher als reines Scharniergelenk bezeichnet, so weiß man heute, daß außer Beugung und Streckung um zwei horizontale Achsen auch Kreiselbewegungen um eine vertikale Achse möglich sind, weshalb diese Gelenkart als Trochaginglymus bezeichnet wird. Dies wird ermöglicht durch den besonderen Bau des Kniegelenks: Die Gelenksflächen sind inkongruent, dies wird ausgeglichen durch den Knorpelbelag und durch die Menisci , die als flexible Gelenkpfanne eine größere Beweglichkeit erlauben.

Über die Form der Oberschenkelkondylen findet man in der Literatur unterschiedliche Angaben, sie ist deshalb von Bedeutung, weil man im Prothesenbau immer wieder versuchte, das künstliche Kniegelenk des physiologischen anzupassen. Genauere Untersuchungen darüber wurden im deutschsprachigen Raum erstmals von den Gebrüdern WEBER um 1836 unternommen. Sie nahmen die Konturen der Kondylen als spiralig an. Rund hundert Jahre später werden sie von Dr. SCHUBJÊ und H. ZEPERNICK als ellipsenähnlich (54, 62) beschrieben. In neueren Anatomiebüchern, bei Prof. WALDEYER " Anatomie des Menschen " (59) wird wieder von der Spiralenform gesprochen; die Krümmung der Kondylen ist hinten stärker als vorn,die Krümmungsradien werden nach hintenzu kleiner. Wichtig sind diese Tatsachen für den Bewegungsmechanismus des Kniegelenks. Dieser besteht zunächst in einer Abrollung der Femurkondylen auf der Tibia und ab 20^{o} Beugung in einem Gleiten über die Tibia. Hinsichtlich des Prothesenbaus interessiert besonders die Drehachse des Kniegelenks. Dabei ist zu berücksichtigen, daß es sich nicht

um eine feststehende, sondern um eine wandernde Achse handelt. Hier möchte ich mich auf einen von H. WERTHER (61) aus dem Jahre 1968 veröffentlichten Artikel " Die mittlere anatomische Kompromißachse des Kniegelenks in der Orthopädie-Technik " beziehen. Die mittlere anatomische Kompromißachse wird als Mittelwert angenommen, der sich aus den verschiedenen Drehpunkten des gebeugten und gestreckten Knies errechnet. Diese liegt ungefähr bis zu 2/3 : 1/3 hinter der Mitte des Knielängsdurchmessers in gestreckter Stellung. Die Höhe oberhalb des Kniespaltes beträgt 2,5 cm.

Die Bewegungen im Kniegelenk umfassen eine Beugung bis 130°, aktiv bis 160°, eine Streckung bis zu einem Winkel von 180°. Hierbei erfolgt in der letzten Phase eine sogenannte Schlußrotation, das bedeutet eine Außenrotation der Tibia bei festehendem Femur oder eine umgekehrte Bewegung des Femur bei festehender Tibia. Die Seitenbänder sichern das Kniegelenk vor allem in Streckstellung, sie sind in Beugestellung erschlafft. Zur Sicherung des gebeugten Knies dienen die Kreuzbänder. Die Muskulatur übernimmt Beugung und Streckung, erstere die ischiocruralen Muskeln - M. biceps femoris, M. semimembranosus, M.semitendinosus -, letztere der M. quadriceps femoris. (59)

) Künstliche Kniegelenke in ihrer Entwicklung bis heute

Nach der Betrachtung des Baus und der Funktion des gesunden Beines sollen nun die veränderten Verhältnisse durch den Verlust dieses Gliedes - besonders hinsichtlich des Kniegelenkes - betrachtet werden und die Lösung der Probleme zu verschiedenen Zeiten.

Mit dem Wegfall des Kniegelenkes, damit verbunden Muskulatur und Bänder müssen die Bewegungsmöglichkeit und die Sicherung des Beines sowohl bei Streckung als auch Beugung künstlich ersetzt werden.

Stelzbein mit Gelenkvorrichtung

Für die frühen Orthopädiemechaniker des Mittelalters stellte diese Forderung ein unüberwindliches Problem dar. Eine Sicherung des Beines im Gehen und Stehen war nur ohne Gliederung möglich, wie wir es bei den ältesten Stelzbeinen vorfinden. Auch später noch, vor allem wenn Arbeiten stehend verrichtet werden mußten, griff man gern auf diese zurück.

Der nächste Schritt sind einachsige Kniegelenke mit einer Sperre, die nur im Sitzen gelöst werden konnte. Stellvertretend sei hier das Stelzbein mit Kniegelenk von WINDLER beschrieben. Das Knieteil ist aus Holz gearbeitet, in den Schlitz des mittleren Scharnierteiles greift ein durch eine Feder festgehaltener Hebel ein und fixiert so das Bein in Streckstellung. (Abb. 61)
Hier kann man kaum von einem Kniegelenk sprechen, denn es handelt sich nur um eine durch den Patienten gesteuerte Vorrichtung, leichter zum Sitzen zu kommen.

Abb. 61 :
Kniegelenk von WINDLER

Abb. 62 :
Bein von GEFFERS

Lederbein mit Schienengelenken

Gegen Ende des 19. Jahrhunderts tauchen die Lederoberschenkelbeine auf, dessen Teile durch laterale Schienen verbunden werden. Hier wird schon ein großer Wert auf die richtige Stellung des Kniegelenks gelegt und zwar ist die Achse nach hinten versetzt. Nachteilig sind eine geringe Stabilität und Haltbarkeit, da sich im Laufe der Zeit die Schienengelenke verwringen und verdrehen. Dazu kommt noch, daß diese seitlichen Gelenke ohne feste Verbindung untereinander gebaut waren und deshalb durch die Belastung unterschiedlich abgenutzt wurden.

Bei diesen Konstruktionen gibt es solche mit Riegelgelenk, die beim Gehen festgestellt sind, so wie es z. B. A. HOFFA, zu jener Zeit noch forderte und Lederbeine mit beweglichem Knie. Von letzteren waren in Deutschland hauptsächlich drei in Gebrauch, die Beine von GEFFERS, PFISTER und BINGLER. Unterschiede finden sich im Material - bei GEFFERS Leder, PFISTER Stahlblech und BINGLER Hornhaut -.

Die Beweglichkeit des Kniegelenks bei dem Bein von GEFFERS wird durch eine Spiralfeder gewährleistet, welche im Innern einer Hülse liegt. Sie wird mittels eines Hebels, welcher mit der Drehachse verbunden ist, beim Beugen zusammengedrückt. Sie bringt den Unterschenkel nach vorn, sobald der Fuß über die Stumpfbewegung angehoben wird. (Abb. 62)
Bei BINGLER ist es ein elastischer Zug, der das Vorbringen des Beines erleichtert, ebenso bei PFISTER. (Abb.63, 64)

Auf die Sicherung des Kniegelenks in Streckstellung durch Rückverlagerung der Kniegelenksachse, wie sie HOEFTMANN um das Jahr 1889 in seinen Apparaten verwirklichte, wurde bereits schon oben eingegangen. Es wurde dabei erwähnt, daß mit dieser Zurücksetzung eine unschöne Schlenkerbewegung erkauft wurde, außerdem die Ge-

Abb. 63:
Bein von BINGLER

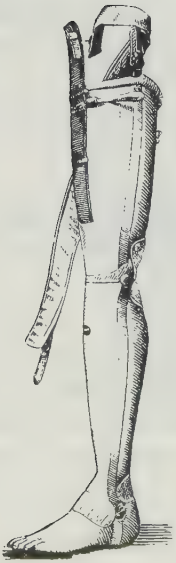


Abb. 64:
Bein von PFISTER

fahr des Hängenbleibens beim Durchschwingen bestand. Diese Art der Achsenanordnung trifft man später nochmals bei den sogenannten " Behelfsbeinen " an, das sind Prothesen, die dem Amputierten bis zur Fertigstellung der endgültigen Prothese verordnet werden.
Auch im BRANDENBURGER Bein von GOCHT, das vor allem für Landwirte vorgesehen war, ist dieses Prinzip verwirklicht.(Abb. 65)

Zur Unterstützung der Unterschenkelschwingung beim Gehen ist außerdem ein Gummigurt am Knieteil und Unterschenkelteil befestigt, der beim Beugen seitlich abrutscht.

Aus der Rolle fällt das für diese Zeit ungewohnte Holzbein des Amerikaners MARKS mit seiner Kniegelenkskonstruktion.
(18) (Abb. 66)

Ein T-Stück aus Stahl lagert in einem Hartholzlager des Unterschenkels, der Hebelstift liegt in dem offenen Spalt. Eine im Unterschenkel angebrachte Spiralfeder drückt den Stift bis zu einer Beugung von 90° nach oben, um das Kniegelenk zu strecken Ab einem Beugewinkel von 90° und mehr fällt die Wirkungslinie der Penole vor die Kniegelenksachse, so daß das Knie in der Beugestellung bleibt. Die weitere Beugung verhindert das Aneinanderstoßen der Hülse.

Dieses Kniegelenk ermöglichte ein weiches Gangbild, außerdem war dieses Bein von hoher Dauerhaftigkeit, was es sehr beliebt macht.

Aus den vorausgegangenen Ausführungen ist schon ersichtlich, daß das worauf es bei der Kniegelenkskonsturktion ankommt einmal die Kniesicherheit bei gebeugtem Knie, zum anderen die Schwingungsfähigkeit, gegen Ende des 19. Jahrhundert, noch nicht erreicht war. Ein weiterer Schritt

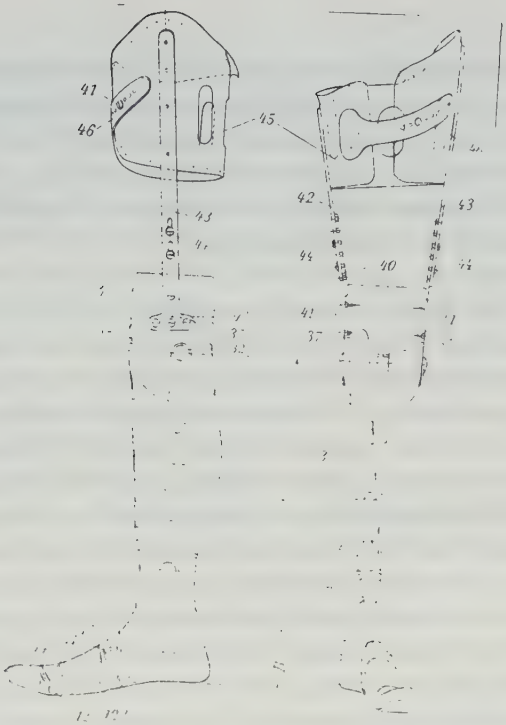


Abb. 65 BRANDENBURGER Bein

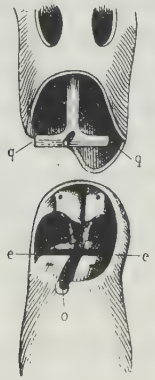


Abb. 66: Kniegelenk von MARKS

dies zu erreichen, war die Erfindung der BREMSKNIEGELENKE. Bremskniegelenke sind ebenso wie die Schienengelenke, nach dem Prinzip des Achsengelenkes gearbeitet. Im Gegensatz hierzu sind die Gelenkkörper flächenhaft ausgebildet und bewirken, indem sie sich unter Belastung berühren, durch die Reibung eine Bremssicherheit.

Bei einem der ersten Bremskniegelenke geschieht die Bremsung jedoch nicht durch die Berührung der Gelenkflächen, sondern über einen Lederriemen, der bei Belastung des Beines zwischen 2 Platten festgehalten wird. Diese Konstruktion stammt von Dr. Walter ENGELS, Hamburg.
Die Bremsvorrichtung liegt nicht in der Höhe des Gelenks, sondern ist im Unterschenkel eingearbeitet. Mit einem Gelenkbolzen, der in einem Schlitz bei Belastung tiefer treten kann ist eine Platte verbunden, die beim Tiefertreten des Bolzens gegen eine zweite Platte gedrückt wird. Dabei wird der Lederriemen, der unbelastet zwischen den zwei Platten gleiten kann, festgehalten. Diesem Bein fehlt aber die aktive Streckbarkeit, so daß es zum Vorbringen des Unterschenkels einer Schleuderbewegung bedarf.

Modifiziert wurde diese Idee von ESCHBAUM, Bonn :
Anstelle der Platten ist am Oberschenkel ein Zahnrad angebracht, gegen das bei Belastung ein Stift vom Unterschenkel her gedrückt wird und so das Bein in der jeweiligen Stellung festhält. Ähnliche Ausführungen finden sich bei den Kniegelenken von ERHARDT, Wien und HANUSEK. Hierbei wird vom Unterschenkel her ein Zahn gegen einen Nutenkranz des Oberschenkels getrieben, sobald die Körperlast das künstliche Bein trifft.

Eine Bremsung bei Belastung über die Hülse entwickelte FISCHER, Freiburg. Eine mit unterschiedlich langen Hebel-

armen über die Hülsen verbundene Bremsplatte wird auf eine hölzerne Reibungsfläche gedrückt.

Nachteilig bei diesen Bremskniegelenken wirkt sich aus, daß bei stärkerer Knickung im Hüftgelenk ein Großteil der wirksamen Kraft wegfällt und es dadurch zum Sturz kommen kann. Der Patient kann sich jedoch besser abfangen, da das Bein schon gebeugt ist.

Durch diese Mechanismen wird versucht, die aktive Sperrwirkung der Muskulatur beim Gesunden nachzuahmen, die durch die Amputation verloren gegangen ist.
Eine andere Möglichkeit, eine Sperrung im Kniegelenk herbeizuführen, war, die Bewegungen des Fußes mit denen des Knies zu koordinieren und zwar sollte bei Dorsalflexion des Fußes eine Bremsung im Kniegelenk erfolgen.
Erste Versuche vom Fuß ausgehend das Kniegelenk zu bremsen, trifft man bei dem Bein von BAUMGARTEL. (Abb. 67)
Durch Auftritt auf die Ferse wird eine mit ihr verbundene Druckplatte nach oben gedrückt und ein Zahn gegen das Scharnier vorgeschoben, das Gelenk dadurch gesperrt.

Bei anderen älteren Konstruktionen war das Bein an sich gesperrt und die Sperre wurde bei Dorsalflexion gelöst (BALLIF, LANGE, HILDEBRANDT.
Der Vorteil dieser Konstruktionen lag in der guten Standsicherheit, ein sicheres Auftreten über das belastete, gebeugte Knie wurde dadurch jedoch nicht erreicht.
Bei ROSSET's Bein wird bei Dorsalflexion des Fußes ein Zwischenstück des Unterschenkels, das über Schnüre sowohl mit einer Bremsscheibe im Oberschenkel, als auch mit dem Fuß in Verbindung steht, gegen die Gelenkfläche des Oberschenkels gedrückt und so die Bremsung herbeigeführt. (Abb. 68)

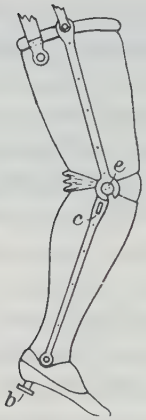


Abb.67 :
Bein von BAUMGARTEL

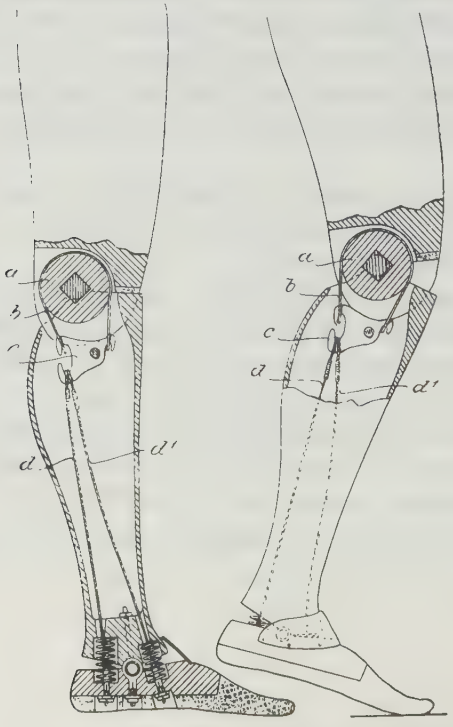


Abb. 68 : Bein von ROSSET

Dr. Ernst FISCHER, Preßburg, applizierte in die Kniegelenksachse eine halbkreisförmige Scheibe, deren Rand von den Backen eines kippenden Hebels sofort festgehalten wird, wenn das Knie- und Fußgelenk gebeugt und belastet wird. Ds Knie kann in jeder Stellung fixiert werden sobald die Belastung auf das Kunstbein trifft. Hört die Belastung auf, so wird die Bremsfunktion aufgehoben. Was in beiden Fällen eine gewisse Sturzgefahr in sich birgt, ist, daß erst bei einem bestimmten Grad der Dorsalflexion der Mechanismus in Gang kommt.

Ideal wäre daher eine Verbindung beider letztgenannten Gedanken, nämlich Bremsung durch die Körperlast, die zu Beginn der Kniebeugung am besten zur Geltung kommt und Sperrung durch Dorsalflexion. In dieser Richtung werden auch Versuche unternommen, so z. B. von ZANDERS, Bremen. Zur Blockierung wird hier das Einklemmen eines Stahlbandes ausgenutzt, wie es bereits von ENGELS her bekannt ist. Dieses Band ist nach Art einer Sehne, vom Vorderteil des Oberschenkels ausgehend, über den Unterschenkel durch einen Schlitz des Fußteils verlaufend, an der Hinterseite des Oberschenkels befestigt. Ein Bremsklotz im Fußteil schiebt sich sowohl bei Dorsalflexion als auch bei Druck von oben gegen das Band, wodurch das Knie an einer weiteren Beugung gehindert wird. (18) (Abb. 69)

Bei WALLA, Saarbrücken wirkt wiederum die Reibung der Gelenkflächen hemmend, die in diesem Falle mit Gummi gepolstert sind. Bei Belastung wird die Schenkelhülse gegen den Unterschenkel gedrückt, bei Dorsalflexion läuft eine über einen Hebel mit dem Kniegelenk verbundene Rolle über eine parabolisch gekrümmte Fläche und drückt so das Gummikissen gegen das Oberschenkelteil. (18)(Abb.70)

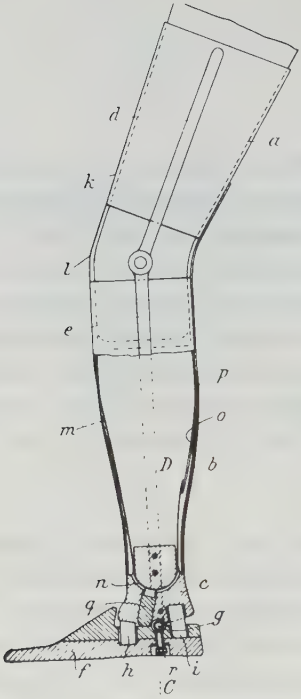


Abb. 69 : Bein von ZANDERS

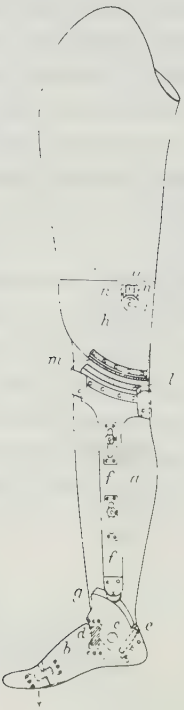


Abb. 70: Bein von WALLA

Es gäbe gerade bei diesen Gelenktypen noch unzählige Erfindungen aufzuzählen und mit diesen verbunden die Namen der Erfinder, aber letztlich sind es immer nur Abwandlungen der Möglichkeit der Abbremsung wie z. B. durch Festklemmen von Seilen, Anziehen von Bremsbacken, Sperrklinken, Festklemmen von Bremsringen usw. Dabei kann die Sperrung unwillkürlich über Fersenauftritt oder willkürlich ausgelöst werden. Willkürlich heißt in diesem Fall Beugung nach Bedarf und aktive Streckung, wie dies bei sogenannten " Arbeitsbeinen " erwünscht wird. So wurden Konstruktionen entwickelt, die über Schienen durch die Belastung des leicht gebeugten Knies zu einer Streckung führten. Erfolgreicher war die Ausnutzung der verbliebenen Hüftmuskeln zur Kniesicherung und -streckung wie dies z, b. WEISHUHN konstruierte. Das Ende der Stumpfhülse ist mit einem Hebelsystem verbunden. Durch die Rückwärtsbewegung des Stumpfendes wird vermittels dieses Hebelsystems ein im Kniegelenk angebrachtes Sperrwerk eingeschaltet. Bei diesen früheren Bremskniegelenken setzt die Blockierung meistens sofort und zu abrupt ein. Es geschah oft, daß sie zu früh oder zu spät wirkte, so daß ein Sturz unvermeidbar war.
Insgesamt haben sich die frühen Bremskniegelenke so wenig bewährt, daß man zwischen den beiden Weltkriegen hauptsächlich auf die einfachen Achsengelenke zurückgriff.
Ein Aufschwung war erst wieder nach dem 2. Weltkrieg festzustellen.

Bei dem sogenannten " Bremsknie " wurde eine neue Richtung eingeschlagen und zwar rückt die "Flächenbremsung " in den Vordergrund, d. h. ein Großteil der Gelenkflächen selbst wird bei der Belastung zur Bremsung benutzt.

Der Unterschied zu den vorhergenannten Kniegelenkskonstruktionen liegt in der höheren Stabilität durch Vergrößerung des Achsendurchmessers, es erfolgt die Bremsung allmählicher als bei den älteren Beispielen dieser Art. Bei den neueren Bremsknien ist der Trend wieder dahingehend ausgerichtet, die Bremsvorrichtung unabhängig von der Fußstellung zu gestalten.

Ich möchte als Beispiel die vor allem in den 60-iger Jahren bekannt gewordenen Konstruktionen von KLEINEKATHÖFER, FISCHER, KOWALSKI ds OI-Kniegelenk und die Erfindung HOFFMANN - DAIMLERS nennen. KLEINEKATHÖFER's Kniegelenk ist insofern interessant, als durch Schrägstellung der Gelenkachse eine stärkere Bremsung bei Beugung als bei Streckung erreicht wird. Außerdem ist die Bremsfläche des Unterschenkels mittels einer Stellschraube verstellbar. (56) (Abb. 71)

FISCHER, Hamburg ist der Erfinder des " JÜPA - Knies " , das von der Firma Otto BOCK, Duderstadt, hergestellt wird. Hier ist es ein vom Unterschenkel herausragender Keil, der bei Belastung gegen die ausgeschnittenen Flächen im Oberschenkel reibt. (56) (Abb. 72)

THOMSEN hat bei diesem Gelenk veranlaßt, daß nicht nur eine Bremsung durch die Körperlast erfolgt, sondern eine Regulierung der Bremskraft und außerdem eine zweite Bremsvorrichtung, die auch in der Schwungphase wirksam ist, in das das " JÜPA-Knie eingebaut wird.
Beide Gelenke sind mit nur einer Achse ausgestattet, die folgenden haben zwei oder eine Gleitachse.

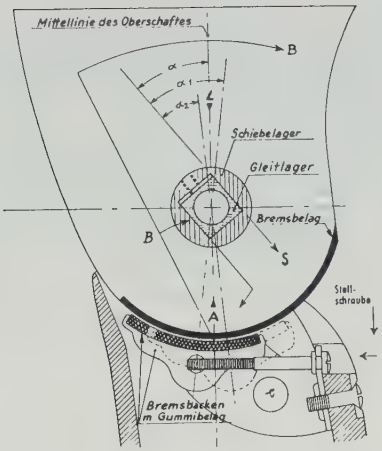


Abb. 71: Kniegelenk von KLEINEKATHÖFER

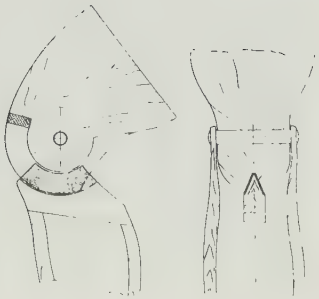


Abb. 72 : JÜPA - Knie

1951 wird von der Orthopädie Königssee VEB, Königssee (vorm. Orthopädische Industrie) in der Med.-Technik ein neues gehsicheres OI - Kniegelenk-Paßteil vorgestellt. (Abb. 73)
Darin heißt es : " Die Anordnung einer zweiten Kniegelenkachse ermöglicht es, daß bei Belastung die Kniekugel des Oberschaftes auf eine mit Leder ausgekleidete Pfanne im Unterschenkel gedrückt wird und dadurch eine bremsende Wirkung hervorruft, wodurch eine Belastung ohne Einknickgefahr bis zum Beugewinkel von ungefähr 150° Grad möglich ist. "

Zusätzlich ist ein einstellbarer Gangregulator angebracht, des es dem Kunstbeinträger ermöglicht, jederzeit den Gang des Kniegelenks zu regulieren. So kann je nach Gelände das Gelenk leichter oder schwerer beweglich eingestellt werden. Ein verstellbarer Vorbringer gestattet es dem Träger, auch das Durchschwingen des Unterschenkels selber zu gestalten.

Einen komplizierten Mechanismus kennzeichnet S. HOFFMANN - DAIMLER, Schorndorf/Württemberg für sein brems- und sperrbares Zweiachsen-Knie. Die Knieachse ist weit vorverlagert, was den Vorteil eines schnell Vorschwingens und Verkürzens des Unterschenkels während der Schwungphase mit sich bringt, aber den Nachteil einer Standsicherheit. Dies soll ausgeglichen werden durch eine Bremse (Korkbremsbeläge) und Sperre. Bei Belastung berühren sich die zwei Flächen 111, 112 Eig. 1 und üben somit Bremswirkung aus. Erst ab 140 ° Grad wird auch der Sperrmechanismus freigegeben, der in den ersten Beugegraden nur störend wirken sürde. Durch die Vorrichtung wurd nur die Beugung, nicht die Streckung blockiert. (Abb. 74) (25)

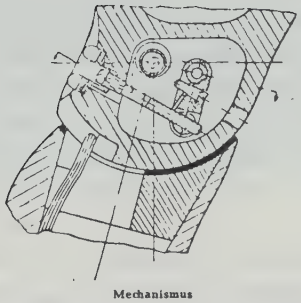


Abb. 73 : OJ - Kniegelenk

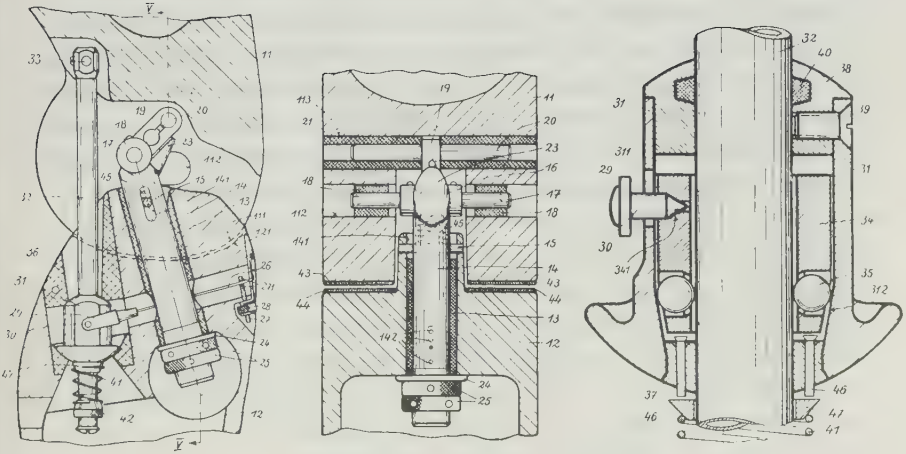


Abb. 74 : Knie nach HOFFMANN - DAIMLER

Die zweite Achse bewirkt eine Verlängerung der Prothese während der ausschwingenden Phase und verhindert somit ein Einsinken des Körpers auf diese Seite.
Die Sperr- und Bremswirkungen sind beim Vorschwingen des Unterschenkels aufgehoben. Die Sperrvorrichtung kann vom Prothesenträger je nach Gelände und individuelle Gangart reguliert werden.

Ebenfalls in die Reihe der Bremskniegelenke und Flächenbremsung gehört das " SECURA - Kontaktsteuerknie " der Firma J. TEUFEL, Stuttgart, seit ca. 1966 in Serienfertigung.
Es war unter den Gesichtspunkten konstruiert worden, selbst geringste Belastungen sofort in spürbare Bewegungswiderstände umzusetzen und diese bei zunehmender Ganggeschwindigkeit ansteigen zu lassen. Vermieden werden sollte eine blockierende Bremswirkung, da dadurch die Sturzgefahr erhöht würde.
Es handelt sich um ein Einachsknie mit Reibungsbremsung : Reibungssicherungen von Kniegelenken haben die Aufgabe, die die Bewegungswiderstände des Kniegelenkes zu sichern. Die Neuheit bei diesem Kniegelenk ist zum einen die Reibungspaarung Stahl -SECURA-Spezialbelag, was in der Praxis einen Reibwert von Null in Ruhe und einen ansteigenden Widerstand bei Belastungsbeugung bedeutet. Wichtig hierbei ist, daß schon bei geringster Belastung die Bremsung beginnt.
Im Unterschied zu allen genannten vorherigen Kniegelenken ist bei diesem der Bewegungswiderstand auch durch die Gangart und die induvidielle Belastungsgröße des Patienten beeinflußbar. Er wird zusätzlich verstärkt durch eine Feder im Vorbringermechanismus, welche durch die Beugung zusammengedrückt wird, bei der Extension wirkt sie als Vorbringer. Ab 60^{o} Beugung bewirkt die Feder, daß das Knie

in volle Beugung gebracht wird. Hört die Belastung auf, so werden die Beläge voneinander abgedrückt, es ist bei geringem Widerstand eine Bewegung möglich. Der Anschlagstoß der Extension wird durch eine Bremsverzögerung in dieser Phase gedämpft. Der große Vorteil dieser Prothese besteht in der Gangsynchronisierung, d. h. das Gangbild des künstlichen Beines ist dem des natürlichen Beines weitgehend angepaßt. (Abb. 75)

Dieser Prothesentyp erwies sich besonders bei geschwächten und alten Patienten als günstig, da hierdurch schnell ein Gefühl für die Prothese entstand und eine längere Gehschulung nicht nötig war.

Physiologisches Kniegelenk

Das Jahr 1919 brachte eine entscheidende Wende im Prothesenbau durch die Veröffentlichung von SCHEDE's Werk " Über die theoretischen Grundlagen im Kunstbeinbau ", in dem Stand und Gang des gesunden und amputierten Menschen untersucht wurden, sowie die mechanischen Gesetze beim Kunstbeinbau. Es findet durch seine Erkenntnisse der Übergang statt von Jahrhunderten des Experimentierens in die Zeit der Anwendung physikalischer Erkenntnisse. Die Gelenkachsen werden nun nach der Schwerlinie ausgerichtet. Das Bein wurde nicht mehr in " Angstbeinstellung " gebaut, sondern in der sogenannten " Bereitschaftsstellung ", von GÖRRLACH und ZUR VERTH entwickelt. Bei ersteren mußte der Unterschenkel vorgeschleudert werden, dies wurde bei letzterem vermieden durch eine leichte Beugestellung des Knies und Spitzfußstellung.

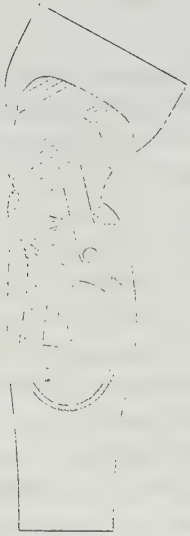


Abb. 75 :
SECURA - Kontaktsteuerknie

In diese Zeit fällt auch die Erfindung des sogenannten " physiologischen Kniegelenks ", das aus der Zusammenarbeit von Dr. SCHEDE und HABERMANN, um 1918 entstand. Alfred HABERMANN, der mehr als zwei Jahre in Professor Sauerbruchs Werkstatt arbeitete, gründete 1920 in München das Orthopädie-Werk HABERMANN in München. Von hier aus wurde das physiologische Kniegelenk über die ganze Welt bekannt.

Das Prinzip der Erfindung besteht darin, durch Nachformung des normalen Kniegelenks oder durch besondere technische Vorrichtungen einen Gelenkmechanismus zu erreichen, der dem natürlichen Kniegelenk ähnelt. Es sollte damit eine Verkürzung des Beines bei der Kniebeugung während der Schwungphase, außerdem durch Rückverlagerung der Knieachse eine erhöhte Kniesicherung erreicht werden.
Dazu kam die Erkenntnis, daß mit dem Wegfall des Quadriceps eine Vorrichtung geschaffen werden mußte, diesen zu ersetzen. Dabei wurde die Konstruktion des Prager Privatdozenten HERMANN (1868) wieder aufgegriffen, er baute erstmals ein sogenanntes " Gelenkviereck " :
An der äußeren vorderen Schiene ist eine kürzere hintere Schiene nach Art eines Waagebalkens befestigt, in der oberen Querverbindung in einem Schlitz beweglich, mit dem Unterschenkel durch einen Querbalken verbunden. Bei der Beugung wird die hintere Schiene mitgenommen, wobei sich der obere Teil in dem Querschlitz nach vorne bewegt, der untere nach hinten. Trifft nun die Körperlast auf das künstliche Bein, erfolgt eine Feststellung durch Reibungswiderstände im Querschlitz. Durch die Rückverlagerung der hinteren unteren Achse ist das Knie vor dem Einknicken bewahrt. Zusätzlich zu diesem Querschlitz wurde ein vor-

derer schräg nach unten und ein schräg nach oben hinten eingebaut, ersterer, um eine Streckung während des Gehens zu ermöglichen, letzterer, um bei Auftreffen der Körperlast wiederum zum Ausgangspunkt zurückzukehren.
(Abb. 76)

Aufbauend auf die Beobachtungen, daß bei festgestelltem Fuß bei Quadricepslähmung das Knie durch die Hüftstrecker gehalten werden kann, galt es deren Kraft auszunutzen. Dies wurde erreicht durch die Verbindung durch die Tuberstütze zum Beckenkorb.

Das Prinzip des " aktiven Beines " nach Dr. SCHEDE-HABERMANN ist folgendes :
Wie bei HERMANN wird ein hinter dem Hüftgelenk gelegener Punkt mit einem hinter dem Kniegelenk liegenden Punkt verbunden über eine gelenkige Stange, die am Unterschenkel befestigt ist. So sind die Bewegungen im Hüftgelenk mit einer gleichsinnigen Bewegung im Kniegelenk verbunden, jedoch ist die Kraft, die aufgebracht werden muß durch die Verlagerung des Hüftpunktes dreimal geringer.
Um eine Sicherung bei Belastung zu erreichen und eine Verkürzung des Unterschenkels war die Anbringung eines zusätzlichen Punktes im Hüftgelenk notwendig Dieser (H_2) wird durch einen Anschlag an einer weiteren Rückwärtsverlagerung gehindert. Liegt H_2 dem Anschlag an, bilden H_1 H_2 K_1 einen nach vorne offenen Winkel, das Bein kann belastet werden. Während der Anfangsphase des Durchschwingens des Beines wird durch Verlagerung von H_2 nach vorne und aufwärts eine Verkürzung des Beines erreicht.

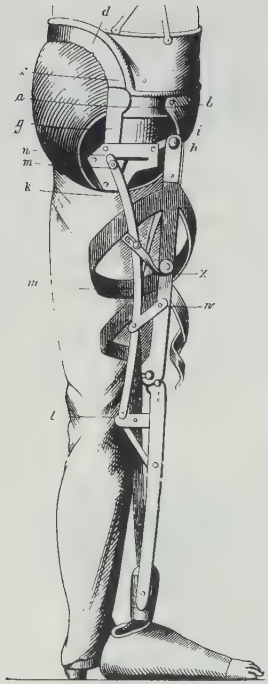


Abb. 76 :
Konstruktion von HERMANN

Bei der nun folgenden Vorwärtsbewegung kehrt H_2 in die Ausgangsphase zurück, das Bein kann belastet werden.(Abb. 77)

In der weiteren Entwicklung wird diese Vorrichtung des Gelenkvierecks in das Kniegelenk verlagert, es entsteht das " physiologische Kniegelenk " von Dr. SCHEDE - HABERMANN.
Beide Gelenkflächen sind genau der Natur nachgebildet; durch Drahtseile, die über Rollen laufen sind sie miteinander verbunden. (18)(Abb. 78)
Man hoffte, in diesem Kniegelenk den Forderungen-was Kniesicherheit, Beinverkürzung beim Durchschwingen, Nachahmung des natürlichen Ganges-betrifft, sehr nahe gekommen zu sein. Untersuchungen, die Jahre später von THOMSEN, SCHUBJE, JOHANN (27) um nur einige zu nennen, durchgeführt wurden,bestätigten oder widerleten dies.
Von THOMSEN wurde widerlegt, daß die größere Stabilität allein durch die verbreiterte Stützfläche zustande kommt. Vielmehr ist sie,wie später noch bei den Fußgelenken zu besprechen sein wird, auf die Sperrung der Dorsalflexion des Prothesenfußes zurückzuführen. Weiterhin ergaben Messungen , daß sich durch Rückwandern der Achsen bei Beugung das Bein nicht verkürzt. Beim normalen Kniegelenk wird hierbei der Fuß noch angehoben um Bodenfreiheit zu gewinnen.Die größere Standsicherheit wird nach Meinung JOHANNES (27) auch nicht aus der Achsenanordnung, sondern durch die Gleitbewegung, die mit einer Reibung verbunden ist, erreicht.

Im Modell 46 sind diese ersetzt durch Zahnradkonstruktionen, die Konstruktion ist ein sogenanntes Wälzgelenk.(Abb.79)

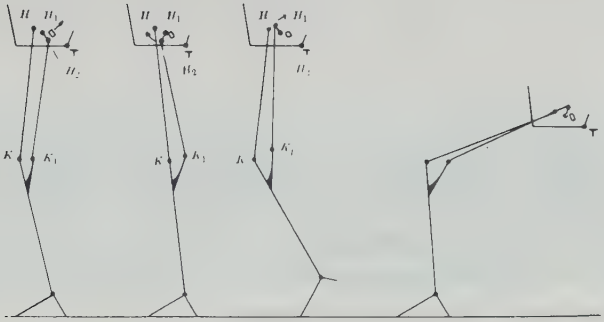


Abb. 77 :"aktives Bein"
nach SCHEDE - HABERMANN

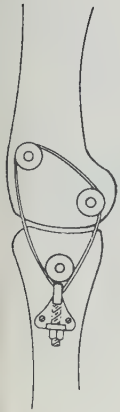


Abb. 78 : " physiologisches Kniegelenk "
von SCHEDE - HABERMANN

Abb. 79: Modell 46 nach HABERMANN

Die Zahnsegmente des Ober- und Unterschenkelteiles haben unterschiedlich große Radien, sie wälzen sich in der Verzahnung gegenseitig ab. Auch dadurch wird eine Rückwärtswanderung des Drehpunktes erreicht, nur schneller und weiter als in der physiologischen Nachbildung. Vorteile dieser Prothese werden in der Beschreibung aufgeführt !

1.) Absolute Stabilität;
2.) Beschränkung jeder Reibung auf ein Minimum;
3.) Verstellbarkeit der Bremswirkung;
4.) Spielend leichtes Auseinandernehmen;
5.) Keinerlei Schmierung mehr notwendig.

In neuerer Zeit ist ein anderes Kniegelenk im Gebrauch, das Rollenkniegelenk von TEN HORN und BIEDERMANN. Auf zwei, zwischen Ober- und Unterschenkel gelegenen Rollen stützt sich der kurvenförmig ausgebildete Oberschenkelteil, über ein sogenanntes " Doppelachsengelenk " kann eine exzentrische Abrollung des Kniegelenkes ausgeführt werden. Das Bein ist in rechtwinkliger Beugung etwa 1 cm länger als in Streckstellung

Es folgten nun viele Abwandlungen der Idee von HABERMANN, von denen die bekanntesten aufgeführt werden sollen.

Aus der Reihe des physiologischen Kniegelenkes wurde das LAMMERS-Kniegelenk sehr bekannt. Hierbei wird durch vordere und hintere in Achsen gelagerte Gelenkstabpaare bei Beugung eine funktionelle Verkürzung erreicht, was ein Vorschwingen erleichtert. Dieses Kniegelenk war zu seiner damaligen Zeit ein großer Erfolg und wurde viel verwendet. (51) (Abb. 80)

Im Zusammenhang mit dem physiologischen Kniegelenk gibt es noch einige Namen zu nennen z. B. MÜLLER und MÖDL, Frankfurt/ Main (1938), die das Otto BOCK-Gleitknie-Gelenk erfanden. Die Knieachse ist in zwei horizontalen Kolben gelagert, ein senkrecht stehender Kolben dient zur Führung. Die Beugung erfolgt als Abwälzbewegung, wobei die Knieachse rückwärts wandert.

Mit einer möglichst naturgetreuen Nachahmung der Kondylenform des natürlichen Kniegelenks versuchte STRIEDE, Kufstein um 1945 die Lösung des Achsenproblems. Die Kondylen sind aus Plastik, die Tibiafläche nimmt 2 Menisken auf. Verstellbare Riemen zwischen Ober- und Unterschenkel sind in Lage und Ausmessungen ähnlich den Seitenbändern des natürlichen Kniegelenks. Die Idee von STRIEDE ist in einer Reihe andrer Kniegelenke verwirklicht, die seit ca. 1940 in Gebrauch sind, soe die Kniegelenke der Firmen AD. KRAUTH, Hamburg. (Abb. 81, 82, 83)

Es ist dies ein Gelenk, das eine Gleitrollbewegung ausführt und bei Belastung in Beugestellung eine Bremswirkung erfährt. Es hat wie das STRIEDE-Knie zwei Gelenkrollen, die jedoch schmaler gehalten sind als die natürlichen Kondylen, außerdem kreisähnliche Form, die innere Gelenkrolle ist größer als die äußere, was eine gewisse Kreiselung des Unterschenkels ermöglicht. Eine Bremsung wird erreicht durch Leder oder anderes Material in der Gelenkpfanne, auf dem sich bei der Bewegung der Gelenkkopf reibt. Die Konstruktion mit ihrer exzentrischen Lage der Achse, die bei Beugung und Streckung des Unterschenkels nach vorn und hinten wandert, ermöglicht ein natürliches Durchschwingen des Unterschenkels. (51)

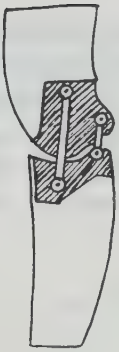


Abb. 80:
LAMMERS - Kniegelenk

Abb. 81:
STRIEDE-Knie

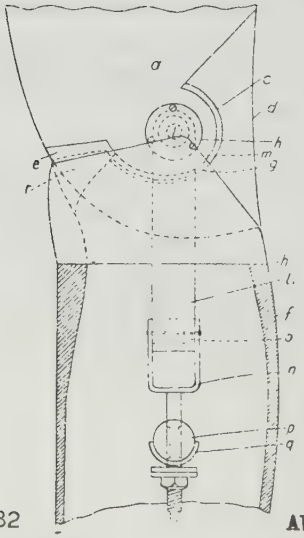


Abb.82
KRAUTH-Knie

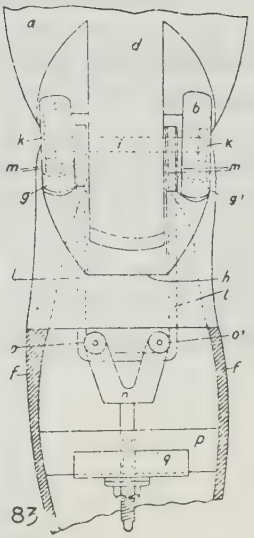


Abb. 83
KRAUTH-Knie

Auch das LANG-Knie erinnert in mancher Beziehung an das STRIEDE-Kniegelenk. Zu Beginn der Beugebewegung verlagert sich hier der Kniedrehpol nach vorne, was den Kraftaufwand vermindern soll. Die Streckung wird begrenzt durch einen anschwellend wirkenden Keildruck, wodurch der abrupte Anstoß entfällt.

In den dreissiger Jahren war ein Stillstand in der Entwicklung neuer Kunstgelenke eingetreten und auch während des 2. Weltkrieges blieb den Orthopädiemechanikern und Ärzten wenig Zeit für die Entwicklung künstlicher Gelenke. Danach findet ein neuer Aufschwung statt, auch auf dem Gebiet der physiologischen Kniegelenke, hier sind unter anderem die Namen SCHUBJÊ und ZEPERNIK zu erwähnen.

Dr. SCHUBJÊ's Gelenk ähnelt in erstaunlicher Weise dem STRIEDE-Gelenk. Die Oberschenkelrollen sind hier ellipsenähnlich aufgebaut. Anstelle von Gelenkachsen sind Lederriemen angebracht, die Oberschenkel und Unterschenkel verbinden. SCHUBJÊ zieht in seinem Kunstbein als wesentliche Kniesicherung die Fußbewegung mit ein. (Abb. 84)
Dies war zwar bisher auch schon der Fall, durch die schon öfters erwähnte Sperrung der Dorsalflexion, jedoch reicht diese Sicherung nur in senkrechter Stellung aus und ist bei Ausfallstellung aufgehoben. Es entstand aus diesen Überlegungen das " Fußgleitgelenk ", bei welchem die Gelenkachse mit der Knieachse wandert und eine Sicherung auch dann bringt, wenn das Bein nicht senkrecht auf dem Boden steht.

In diese Entwicklungsreihen gehört auch noch das LAMPERT-Knie, etwa 1948 entwickelt. Die Gelenkflächen sind als

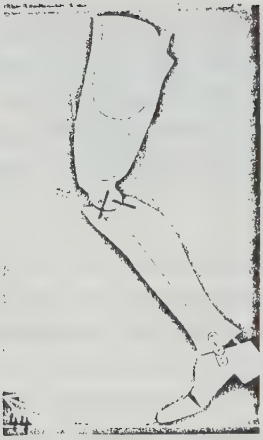


Abb. 84 : SCHUBJE - Kniegelenk

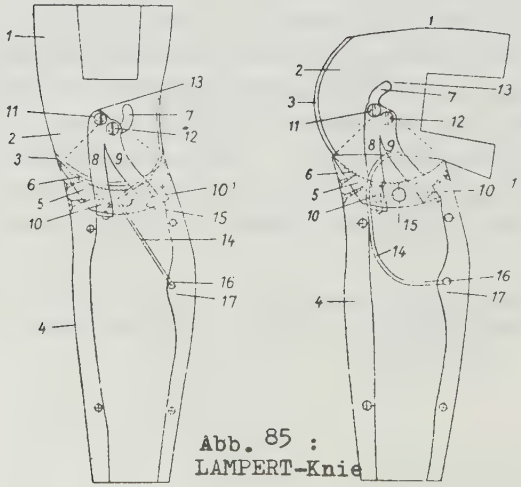


Abb. 85 :
LAMPERT-Knie

Kreissegmente ausgebildet. Um eine Bremsung während des Beugens zu ermöglichen, ist am Gelenkkopf ein Gummibelag angebracht und die Gelenkpfanne ebenfalls mit geriffeltem Gummi belegt. Hier ist es ein Doppelscharnier (8, 9) das Ober- und Unterschenkel miteinander verbindet, an dessen unterem Ende sind Federn angebracht, durch welche Ober- und Unterschenkel bei Entlastung voneinander getrennt gehalten werden. Am oberen Scharnierpol finden sich Rollen, die in einer ovalen Kurve gleiten, wodurch die Gleitrollenbewegung zustande kommt. (Abb. 85)

Hydraulische Kniegelenke

Sie gehören ebenfalls zu der großen Gruppe der Bremskniegelenke, der wesentliche Unterschied zu den vorgenannten Systemen besteht jedoch in der Verwendung einer Konstruktion, wie sie heute auch z. B. bei den Kraftfahrzeugen für Kupplungen und Servolenkungen zu finden ist - nämlich der Hydraulik. Die Idee ihrer Anwendung für Beinprothesen hatte bereits 1918 WINDLER.
Sie war jedoch in der Ausführung noch zu wenig ausgereift und geriet in Vergessenheit. Erst in den fünfziger und sechziger Jahren findet sie durch Erfinder wie REGNELL (Schweden), STEWART-VICKERS (USA), HENSCHKE und MAUCH (USA) Eingang in die Orthopädie-Technik.

Zum besseren Verständnis sei eine kurze Darstellung des Wesens der Hydraulik in Prothesen vorangestellt :

Es gibt zweierlei Arten von Hydraulikelementen :

1.) Die aktiven, die Bewegungen erzeugen sollen, welche durch den Ausfall der Muskulatur nicht mehr möglich sind, also Beschleunigung und Verzögerung im Bewegungsablauf.

Sie benötigen Fremdenergie z. B. von einer Batterie, kommen für Beinprothesen jedoch kaum in Frage, weil für eine aktive Dorsal- oder Plantarflexion eine zu schwere Spannungsquelle eingebaut werden müßte (5 kp nach U. BOENICK). (7)

2.) Die passiven Hydraulikelemente, die die Aufgabe haben von Muskeln erzeugte Bewegungen zu verzögern. Dies geschieht durch eine Drossel, die entweder in Richtung des Kolbenweges oder senkrecht dazu eingeschaltet ist. Durch sie strömt die Flüssigkeit, meistens Öl, die vom Kniegelenk über eine Kolbenstange und einen Kolben je nach System nach unten oder oben gedrückt wird. Es entsteht eine Druckdifferenz durch die Drossel, abhängig vom Quadrat der Kolbengeschwindigkeit, die letztlich den Bewegungswiderstand bedingt. Bei langsamer Bewegung ist also ein geringerer Widerstand zu erwarten als bei schneller. Zudem kann mittels Hydraulik auch mit zunehmender Beugung ein zunehmender Widerstand oder in entgegengesetzter Richtung eine andere Verzögerung erreicht werden, ihr Vorteil liegt also darin, daß der Bewegungsablauf in sehr variable Weise beeinflußt werden kann.

REGNELL, ein schwedischer Konstrukteur, der selber oberschenkelamputiert ist, baute eine Hydraulik mit einem Zweischubkolbenantrieb. Die Kolbenstange ist am Einachsknie vor der Knieachse aufgehängt, sie geht bei Beugung nach oben, das Öl über der Kolbentasse fließt durch das Drosselorgan zwischen oberen und unteren Zylinder. Bei Fersenauftritt wird dieses Organ über ein Ventil vom Fuß her verschlossen, wodurch eine Sicherung gegen das Einknicken erreicht wird. Zu diesem Ventil ist noch ein Treppenventil eingebaut, das

- von Hand betätigt - die Blockierung in der Standphase aufhebt. Die Drosselbohrungen können über eine Schraube in ihrer Weite verstellt werden, wodurch das Schwungphasenverhalten geändert werden kann. Der äußere Ölkreis dient der Schmierung und sorgt für einen gedämpften Knieanschlag. (Abb. 86) (14)

Aus den USA stammt die STEWART-VICKERS-Prothese (Abb. 87) auch Hydra-Cadence-Bein genannt. Außer zwei Zylindern, deren Kolben vom Oberschenkel und Fuß bewegt werden, sind noch ein Speicher- und Volumenausgleichszylinder eingebaut. CORNELIUS beschreibt den Mechanismus in seinem Abriß über hydraulische Prothesen :

" Zu Beginn der Pendelphase schwingt der Unterschenkel nach hinten durch und der Kniekolben bewegt sich abwärts. Er gibt Druck auf die obere Seite des Fußkolbens und hebt die Fußspitze an. Am Ende der Pendelphase schwingt der Unterschenkel wieder nach vorn und der Kniekolben bewegt sich nach oben, gleichzeitig erhält die Unterseite des Fußkolbens Druck und senkt die Fußspitze ab.

Bei diesen Kolbenbewegungen werden die erforderlichen Widerstände durch die zwischen oberen und unteren Zylinder angeordnete Drossel erzeugt. Der Volumenausgleichszylinder sorgt für den Ausgleich des Kolbenstangenvolumens und der Transferkolben dient als Volumenpuffer " .(Zitat CORNELIUS 1968, 14)

In Amerika machte man mit dieser Prothese gute Erfahrungen, in Deutschland wurde bei Versuchen von Patienten das Gehen als sehr anstrengend empfunden.

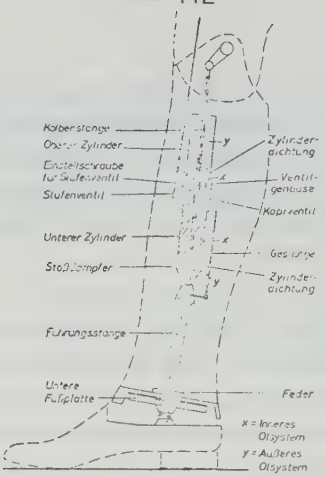


Abb. 86: REGNELL - Hydraulik

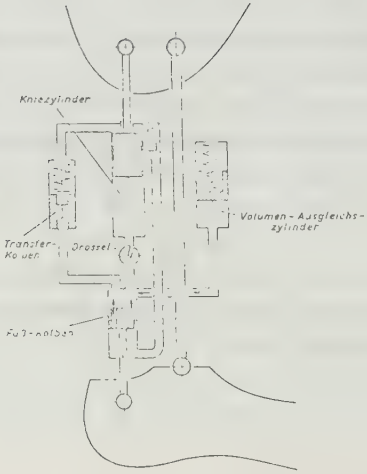


Abb. 87: STEWART-VICKERS-Prothese

Schon 1947 tauchen in einem von Dr. Hermann RICHTERS (51) gehaltenen Vortrag über " Sonderkonstruktionen von Kniegelenken die Namen von Dr. HENSCHKE und Dipl.-Ing. H.MAUCH, Heidelberg im Zusammenhang mit der Hydraulik auf. Sie setzten ihre Versuche in Amerika fort und einige Jahre später liegt die HENSCHKE-Hand-Hydraulik als Schwungphasensteuerung vor, die nur vom Knie her beeinflußt wird. Die Neuerung bei dieser Hydraulik ist der kolbenwegabhängige Drosselwiderstand, der aus radialen Bohrungen längs des Zylinders besteht. Dadurch ist er zu Beginn klein und wird mit dem Kolbenweg länger, da nur noch wenige Löcher zur Verfügung stehen. (Abb. 88)

Mit Luftverdichtung arbeitet die HYDRAU Nu-MATIC der Kingsley Manufacturing Co. in Kalifornien. Dies geschieht über einen Kolben, der bei Beugung durch das nach oben in den Zylinder fließende Öl nach oben gedrückt wird und die Luft in eine Kammer zusammendrückt. Die hier gespeicherte Energie wird für den Streckvorgang wieder freigegeben. (Abb.89) (14)

Zu den neuesten Modellen auf dem Markt der Hydraulik-Kniegelenke gehört die HENSCHKE-MAUCH-Schwung- und Standphasensteuerung Type SNS, vorgestellt 1976 von U. BOENIK (7)

Im Unterschied zu obiger Konstruktion ist diese also noch mit einer Standphasensteuerung ausgestattet. Hier die Beschreibung von Aufbau und Funktion:

1.) Die Schwungphasensteuerung besteht aus dem Pendelphasenzylinder (Steuereinsatz) und dem Pendelphasenkolben. (Abb. 90)

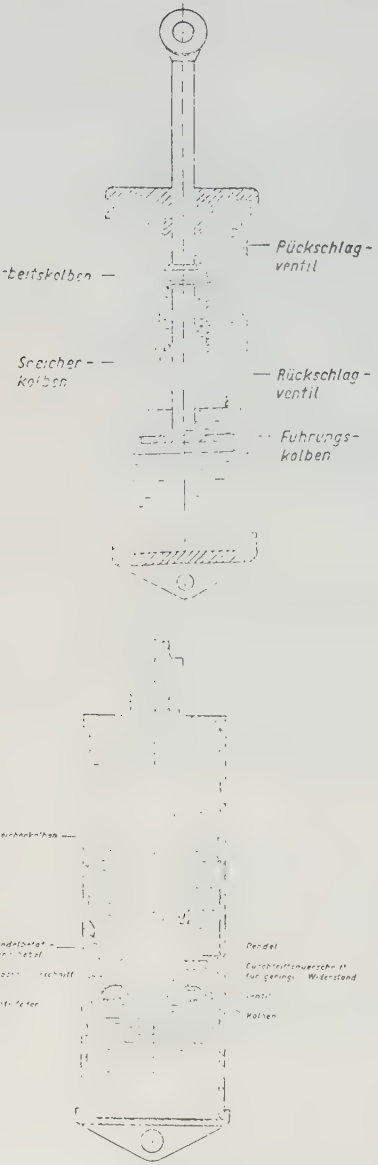


Abb. 88 : Hydraulik
nach HENSCKE - MAUCH

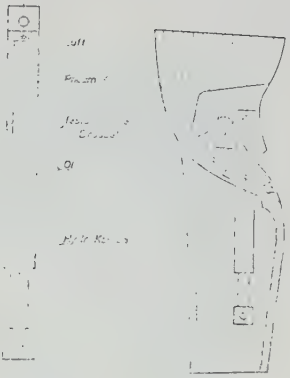


Abb. 89 : HYDRAU-NU-MATIC

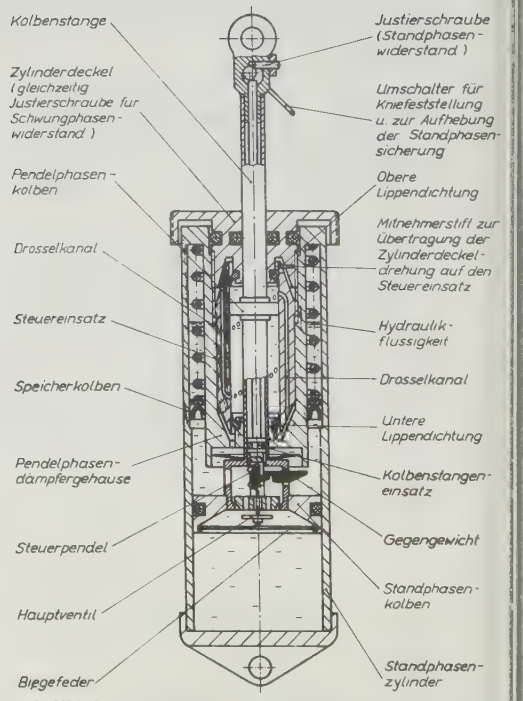


Abb. 90 HENSCHKE-MAUCH-MODELL SNS

Der Steuereinsatz ragt mit dem unteren Kegel in einen entsprechenden Kegel des Pendelphasendämpfer-Gehäuses. Der Spalt dazwischen bestimmt das Widerstandsniveau während der Beugung durch Drosselung des Ölstroms, dieses Niveau kann durch Verändern der Spaltgröße variiert werden. Bei Beugung wird die Kolbenstange nach unten gedrückt, durch den Überdruck werden die unteren Lippendichtungen geschlossen, die Flüssigkeit steigt über die Drosselbohrungen und -kanäle, die auch hier wieder radikal versetzt in den Zylinder gebohrt sind, in den oberen Kegelraum und durch den oberen Lippendichtungen in den oberen Zylinderraum. Bei der Streckung geschieht dasselbe umgekehrt.
Auch hier ist wieder das Prinzip des zunehmenden Widerstands abhängig vom Kolbenweg verwirklicht.

2.) Standphasensteuerung :
Auch diese Steuerung besteht aus Zylinder und Kolben, in dem ein Hauptventil eingebaut ist, gesteuert über ein Pendel. Dieses ist wiederum in seiner Stellung abhängig vom Gegengewicht. Sobald dieses das Pendel trifft, kann das Ventil ungestört durch die Flüssigkeit verschlossen werden - bei Belastung ist also dem Einknicken vorgebeugt. Bei Streckung geht der Kolben nach oben, das Gegenteil wird durch eine Teller-Feder vom Pendel abgehoben - bei nur kurzer Dauer der Streckung blockiert es den Ventilstößel nicht, durch den nach oben gerichteten Flüssigkeitsstrom wird das Ventil verschlossen, ein Einknicken im Knie verhindert.

Wird jedoch das Knie vom Patienten lange genug überstreckt, z. B. beim Abrollen des Fußes über den Ballen, so behindert das Pendel den Stößel, das Ventil offen, die Beugung ist unbehindert. Auch bei völlig verschlossenem Ventil strömt durch dünne Schlitze im Kolben immer noch etwas Flüssigkeit, was geringe Beugemöglichkeiten des Beines beim Treppensteigen oder Bergabgehen erlaubt.

Die Wirkungsweise dieses Beines besteht also in einer Bremsung - sowohl zu Beginn der Schwungphase der Beugung als auch in einer Bremsung am Schluß der Schwungphase - der Streckung und damit einer Angleichung des Bewegungsablaufes des natürlichen Beines und in einer erhöhten Standsicherheit.

Bisher liegen außer einer Beurteilung von H. PFAU anhand von Versuchen mit 5 Testpersonen keine Ergebnisse vor. Es sei aber noch auf die Aussagen hingewiesen, die H. PFAU bezüglich seiner Erfahrungen über die HENSCHKE-MAUCH-Hydraulik macht :
Das Gangbild sei auf jeden Fall besser als mit den vorher getragenen Prothesen. Die Bremswirkung werden von den Patienten positiv beurteilt. Das hohe Gewicht wirkte nicht sehr störend. Auch die Kniesicherheit sei sehr gut. (43)

Beurteilung :

An den Schluß dieses Kapitels über die Kniegelenke möchte ich eine Zusammenfassung in Art einer Beurteilung und Gegenüberstellung der einzelnen Typen stellen :

Einachsknie :

Das einfache Einachsknie der alten Prothesen war in neuerer

Zeit verpöhnt, hat aber in den letzten Jahren wieder Eingang in die Orthopädie-Technik gefunden, vor allem durch den Bau der kosmetischen Prothese. Hier verbietet es sich, raumfordernde komplizierte Gelenke zu bauen. Aber nicht nur aus diesem Grunde, sondern auch, weil man erkannte, daß sich manche Vorteile, die man nur durch den Bau von physiologischen Kniegelenken zu erreichen glaubt, auch mit anderen Mitteln erreichen kann. Hier wäre einmal die Standsicherheit zu nennen. Gegen ein Einknicken sorgt weniger die Rückverlagerung der Achse als die eintretende Reibung. Diese kann auch durch andere Mittel geschaffen werden, z. B. eine Reibtrommel oder einen Spezialbelag, wie dies bei dem " SECURA-Kontaktsteuerknie " der Fall ist.

Physiologisches Kniegelenk :

Dem physiologischen Knie ist jedoch eine erhöhte Standfestigkeit durch die breitere Stützfläche und ein schönerer Gang durch die Achsenwanderung nicht abzusprechen, wodurch das unschöne Schlenkern des Beines mit Einachsknie vermieden wird. Bei der Rückverlagerung während der Beugung ist jedoch die relative Verlängerung des Unterschenkels zu beanstanden, was sich nachteilig auf das Durchschwingen der Fußspitze auswirkt, worauf schon Dr. SCHUBJÉ hinweist. Darum muß hier gleichzeitig ein Anheben der Fußspitze erfolgen um Stürze in dieser kritischen Phase zu vermeiden.

Schließlich seien noch die Vor- und Nachteile der hydraulischen Kniegelenke angeführt. Auch hier ist es letztlich das Gangbild, das in vielem dem des natürlichen Beines gleicht, was besticht. Auch die vielfache Beeinflussung des Bewegungsablaufes vom Knie und Fuß aus, stellt es den vorhergenannten gegenüber in eine günstigere Position.

Nachteilig kann sich der höhere Energieumsatz, wie er von U. BOENICK in einer Versuchsreihe über Atemgasanalyse festgestellt wurde, vor allem bei älteren und schwächeren Patienten auswirken. Auch das Gewicht ist oft höher als bei den herkömmlichen Kniegelenken, was man jedoch durch Einsparung an anderen Stellen wieder wettmachen könnte. Ein weiterer Nachteil liegt in der Temperaturabhängigkeit des Widerstandes, er wird geringer, je höher die Temperatur steigt.

C) Fußgelenke

a) Anatomie des gesunden Fußes :

Zwei Gelenke ermöglichen im Fuß nicht nur das Gehen, sondern auch eine Anpassung an die jeweilige Bodenbeschaffenheit. Im oberen Sprunggelenk ist eine Bewegung nur um eine Quer-Gelenksachse möglich - die Dorsal- und Plantarflexion; seitliche Bewegungen, die sogenannte Pro- und Supination sind um die Längsachse des unteren Sprunggelenkes möglich. Die restlichen Gelenke dienen der Abrollung des Fußes vom Boden.

Der Fuß ist eine Gewölbekonstruktion, die für die Druckverteilung am günstigsten ist und zwar besteht sie aus einem Längs- und Quergewölbe. Das Längsgewölbe ist gesichert durch die plantaren Fußbänder - Lig. calcaneonavianlare plantare, durch die Muskelkontraktion. Hier wird vor allem der Horizontalschub abgefangen. Das Quergewölbe wird durch die Sehnenzüge des M. tibialis posterior und des M. peronaeus longus in seiner Form gehalten. Der Fuß ist ein zweiarmiger Hebel - der Drehpunkt liegt im Tuber, die Körperlast wird von hier aus auf den kürzeren unteren und längeren vorderen Hebelarm verteilt.

Die Extensoren verhindern das sofortige Aufsetzen der Sohle am Boden bei Fersenauftritt, außerdem führen sie den Unterschenkel von der Ausfallslage in die Senkrechte, antagonistisch dazu wirken die Wadenmuskeln. Letztere beeinflussen dadurch die Kniesicherheit. Sie übernehmen nun die nächste Phase, die Plantarflexion, was den Körper nach vorne treibt und drücken den Vorfuß auf den Boden, eine ebenfalls kniesichernde Wirkung. Die geschilderten Aufgaben die die Flexoren zu übernehmen haben erklären, warum sie fünfmal kräftiger ausgebildet sind als die Extensoren.

) Der Prothesenfuß

Was wird von einem Prothesenfuß gefordert ?
Da der künstliche Fuß der am stärksten beanspruchte Teil einer Prothese ist, da er Schmutz, Nässe, Unregelmäßigkeiten des Bodens ausgesetzt ist, sollte er möglichst kräftig und aus stabilem Material gebaut sein.

Die Aufgabe des Triceps surae durch mechanische Mittel zu ersetzen, stellte eines der größten Probleme beim Prothesenbau dar. Es mußte ein Mechanismus sein, der die beschleunigte Rückführung des Unterschenkels abbremsen und dem Kniegelenk ab dem totalen Fußkontakt mit dem Boden die notwendig Sicherheit geben soll. Wir werden sehen, daß dies erst relativ spät durch die Hydraulik gelöst wurde.

Um eine Abrollmöglichkeit zu schaffen, sollte eine Dorsalsparrung angebracht sein.

Heute wird vor allem aus kosmetischen Gründen auch auf die äußere Form besonderer Wert gelegt. Außerdem sollte das Fußgelenk für die unterschiedlichsten Prothesentypen anwendbar sein.

) Der künstliche Fuß

Der allseits bewegliche Fuß.

Bei den ältesten Konstruktionen aus dieser Gruppe wurde die Beweglichkeit in die Knöchelachse verlegt, erreicht wurde sie hauptsächlich durch Kugelgelenke. Es sollten wie beim gesunden Fuß Dorsal- und Plantarflexion, sowie seitliche Bewegungen möglich sein. Hier sei jedoch schon darauf hingewiesen, daß mit einer zu ausgedehnten Bewegungsmöglichkeit eine Einbuß der Standsicherheit einhergeht, was sich vor allem für Oberschenkelamputierte sehr nachteilig auswirkt. Eine der ältesten Erfindungen dieser Art Prothesenfüße stellt der NYROP-Fuß von 1838 dar. Eine Kugel aus Buchsbaum liegt zwischen Unterschenkel- und Fußteil, welche durch Spiralfedern miteinander verbunden sind.

Ebenfalls als Kugelgelenke ausgebildet sind die Fußgelenke von DUGLAS BLY, ESMARCH und BECKMANN um 1870.(18)(Abb. 91) (Abb. 92)(Abb. 93)

Bei BLY ist die Kugel aus Glas, bei ESMARCH und BECKMANN aus Holz. Die Bewegungen des Unterschenkels gegen den Fuß werden bei ersterem mittels vier Darmsaiten, bei letzterem mittels eines Stahldrahtes hergestellt. Die Saiten sind im Unterschenkel an einer queren Scheibe durch Schrankengewinde befestigt. Ein Gummizwischenstück überträgt die Spannungen auf die Saite.

Der Stahldraht der ESMARCH-Prothese ist umwickelt von zwei Spiralfedern, die entgegengesetzt wirken:
Bei Beugung des Knies drückt die untere die Ferse nach unten, der Fuß wird flektiert, bei Streckung zieht die obere Feder, die am Oberschenkel befestigt ist, den Draht nach oben, der Fuß wird gestreckt. Zusätzlich ist im Fuß noch

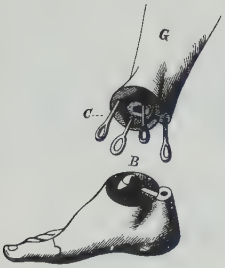


Abb. 91 : Fuß nach BLY

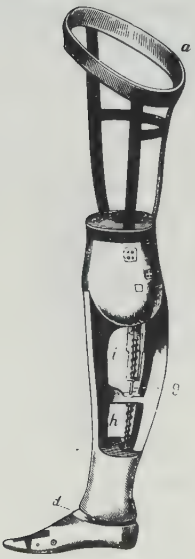


Abb. 92 : Fuß nach ESMARCH

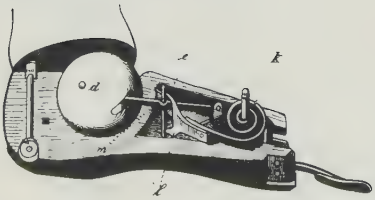


Abb. 93: Fuß nach BECKMANN

eine Vorrichtung, die den Fuß aus der Pronations- oder Supinationsstellung in die Mittelstellung bringt.

Etwa zu derselben Zeit bedient sich auch HERMANN, Prag des Kugelgelenkmechanismus für den Bau seiner Prothese. Dieser besteht aus zwei Hälften, die eine Kugel in sich fassen. Das Gleichgewicht des Fußes wird durch die Spannkraft von drei um die Kugel angeordneten Spiralfedern gehalten. (18) (Abb.94)

Eine andere Möglichkeit nutzte SCHWABE, Moskau zur Erzielung eines allseits beweglichen Fußgelenks. Der hölzerne Unterschenkelteil schaukelt von vorne nach hinten durch eine Art Kufe im Fußteil. Die seitliche Bewegungsfreiheit wird ermöglicht durch stumpfwinklige Aussparungen im Unterschenkelteil,die sich gegen spitzwinklige Seitenstücke des Fußes bewegen. Eine starke Spiralfeder hält Unterschenkel und Fuß zusammen. (18) (Abb. 95),(Abb. 96)

Die Elastizität des Gummis nutzten NYROP und GEFFERS ca 1870 bei der Fußgelenkskonstruktion aus, um einen großen Bewegungsradius zu erzielen. Das Gummistück liegt zwischen Unterschenkel und Fuß, beide Teilesind durch einen Bolzen, der in einem Ringgelenk zusammengehalten wird, verbunden. Durch den Gummi wird eine größere Elastizität des Ganges erreicht, zugleich eine gute Gleichgewichtsregulierung, da der Fuß immer in die Mittelstellung zurückgeführt wird. Zusätzlich können bei dem Fuß von GEFFERS durch Schraubenmuttern. welche die Bolzen festhalten, individuelle Einstellungen vorgenommen werden. Nachteilig ist die allmähliche Abnutzung des Gummis. (18)(Abb. 97)

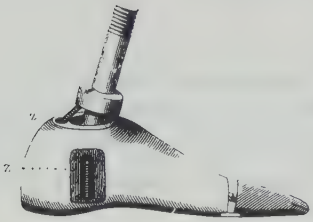


Abb. 94: Fuß nach HERMANN

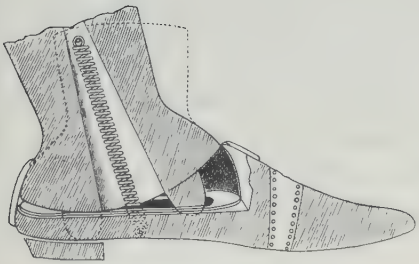


Abb. 95: Fuß nach SCHWABE

Abb. 96:
Fuß nach SCHWABE

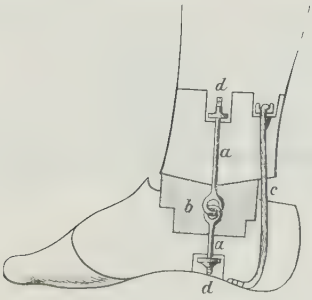


Abb. 97:
Fuß nach NYROP und GEFFERS

Wiederum auf dem Kugelgelenksmechanismus beruhte das Prinzip der Füße von Georg ROSENFELDER und JANOSCHA. Es sind Halbkugeln, bei ROSENFELDER aus Glas, bei JANOSCHA aus Metall, die am Fußteil angebracht sind und gegen die sich der Unterschenkel bewegt. (18)
Bei ROSSET, Freiburg ragt der Unterschenkel frei in das Innere des hohlen Fußes, wo er durch Blattfedern getragen wird. (18)(Abb. 98)

Bekannt wurde auch der allseits bewegliche Fuß von SCHEDE-HABERMANN. Bei diesem ist die Beweglichkeit unter die Knöchelachse verlagert. Ausgehend von den Vorteilen einer vorn ausladenden Stelze, als da sind gute Standsicherheit und Abrollmöglichkeit, wurde am Stelzenkörper hinten die Ferse und vorn der Vorfuß nach Art einer Wippe um einen Querbolzen drehbar, angebracht. Wird die Ferse aufgesetzt, geht der Vorfuß nach unten, bei belastetem Vorfuß die Ferse. Zudem ist der Vorfuß noch um eine Längsachse drehbar, was seitliche Bewegungen zuläßt. (18) (Abb. 99)

Eine andere Möglichkeit, die seitlichen Bewegungen zuzulassen und trotzdem eine gute Standfestigkeit zu erhalten, sah HABERMANN darin, nur den Vorfuß um eine Längsachse zu bewegen. Dies entspricht auch eher dem natürlichen Fuß, der ja im oberen Sprunggelenk nur Querbewegungen durchführt und im unteren Sprunggelenk um die Längsachse drehbar ist.

Eine andere Lösung liegt in der Art des Materials z. B. Filz, wie dies R. HAASE, Berlin ausnutzte.

Nach dem 1. Weltkrieg griff man wieder den Gedanken, den wir schon bei GEFFERS und NYROP kennengelernt hatten, auf,

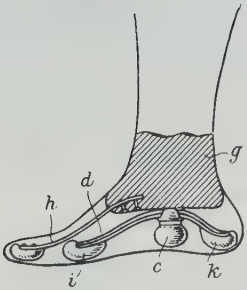


Abb. 98 : Fuß nach ROSSET

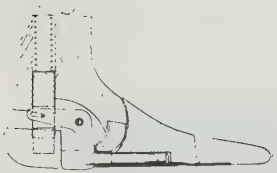


Abb. 99 :
Fuß nach SCHEDE-HABERMANN

nämlich die Nachgiebigkeit von Gummi für die Bewegungsmöglichkeiten im Knöchelgelenk auszunutzen. So stellt 1948 F. ISCHINGER ein Gelenk vor, in dem eine Metallaußenhülse und eine Metallinnenhülse durch eine Gummieinlage verbunden sind. Sowohl die Scharnierbewegungen als auch die seitlichen Ausladungen im Sinne einer Pro- und Supination werden durch den Gummi ermöglicht.

Erfolgreicher aber wurden die Füße, bei denen ein festes Gummistück ohne gelenkige Zwischenstücke zwischen Unterschenkel und Fuß angebracht wurde. Hier ist der GREISSINGER - Fuß zu erwähnen mit der Beweglichkeit in der Knöchelachse und der ROESER-Gummiklotzfuß, dessen Besonderheit darin liegt, daß die Beweglichkeit über der Knöchelachse liegt. Der Gummiklotz trägt vorn und hinten quere Ausschnitte, was den Fuß noch beweglicher macht. Eine aus Perlon bestehende künstliche Achillessehne sperrt zusätzlich die Dorsalflexion. Die Verlagerung der"Gelenkachse" nach oben soll dem Amputierten vermehrte Ausgleichsmöglichkeiten bei Unebenheiten des Bodens geben. Der ROESER-Fuß wurde sehr positiv aufgenommen und ist auch heute noch in Gebrauch. (Abb.100, 101)

Die jüngste Entwicklung greift auch bei den Fußgelenken auf die Hydraulik zurück. Hier ist wiederum H. A. MAUCH zu nennen, der 1975 ein Knöchelgelenk mit hydraulischer Steuerung in einem Beitrag der Zeitschrift Orthopädische Technik vorstellt. (38) (Abb. 102)

Insgesamt ist das Gelenk um drei Achsen beweglich. Die medio laterale ermöglicht eine Dorsal- und Plantarflexion, die anterio-pposteriore Pro- und Supination und eine vertikale Ab- und Adduktion. Vorteilhaft bei dieser Art Gelenk

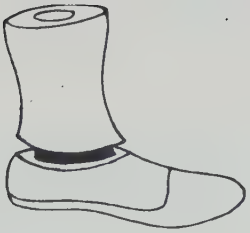


Abb.100:
ROESER-Fuß

Abb.101:
ROESER-Fuß

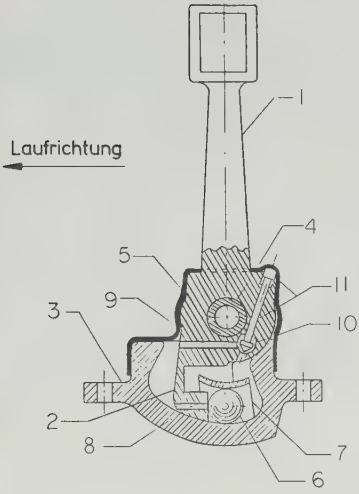


Abb.102 :
Hydraulik nach MAUCH

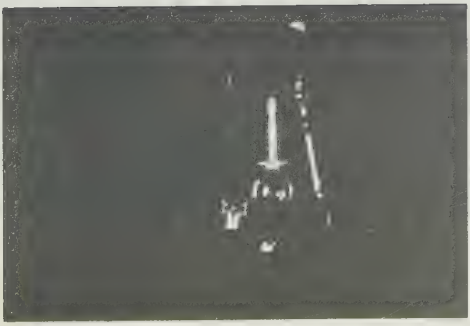


Abb.103: Hydraulikfuß MH /7 nach
H. HABERMANN jun.

ist vor allem der variable Dorsalanschlag der sich den Unebenheiten des Bodens anpaßt und der dadurch ermöglicht wird, daß die Sperrung unaubhängig von der Stellung des Fußes immer bei senkrechter Haltung des Unterschenkels in Kraft tritt. Dies wird erreicht durch eine Kugel (6), die in dem Gehäuse stets den niedrigsten Punkt zu erreichen sucht und die bei snkrechter Stellung vor die Bohrung zu liegen kommt, durch die die hydraulische Flüssigkeit von der Innen- in die Außenkammer fließt. Die Supinations- bezw. Pronationsbewegungen werden ermöglicht durch die Art der Befestigung des vorderen bezw. hinteren Lagergehäuse-Flansches.

Zur selben Zeit entwicklt H. HABERMANN jun. einen Hydraulikfuß Modell MH 07 . Ihm kommt es vor allem darauf an, mittels des Hydraulikelementes jene Rückstellkraft des mechanischen Knöchelgelenkes, welches das Kniegelenk zur Beuge bringt, abzubremsen. Verzögert wird also die Dorsalbegwegung, freigelassen dagegen die Plantarflexion. (19)

Wie schon beim Kniegelenk erwähnt, gelten auch für das Knöchelgelenk die Vor- und Nachteile der Hydraulik Besondere Schwierigkeiten für den Orthopädie-Mechaniker liegen in der Gewichtsfrage und der Verschmutzungs- und Korrisionsgefahr. Auch sind die Temperaturschwankungen, die durch die Lage des Gelenkes stärker zur Geltung kommen, als Einflußfaktor auf die Flüssigkeit zu berücksichtigen.
(Abb. 103)

Bei den seitlich beweglichen Füßen wird eine zusätzliche Unsicherheit im Gehen erkauft. Bewährt haben sich nur jene Konsturktionen, bei denen diese Beweglichkeit ausreichend gebremst wird. Vorteilhaft ist bei dieser Art Fuß jedoch, daß die Unebenheiten des Bodens besser abgefangen werden

können. Durch die Anwendung von Gummi, wie wir es beim ROESER-Fuß kennengelernt haben, ist die Ausführung eines allseits beweglichen Fußgelenkes sehr gut geglückt. Es ist zu fragen, ob diese einfache Bewältigung des Problems nicht der komplizierten durch die Hydraulik vorzuziehen ist.

Einachsige Knöchelgelenke :

Diese Art von Gelenken erlebt ihren Höhepunkt um die Zeit des 1. Weltkrieges. Es tauchen in diesem Zusammenhang viele Namen auf, doch im Grunde sind es immer wieder Variationen des einen Prinzips :
Ein Scharniergelenk, dessen Bewegung nach vorne - also die Dorsalflexion des Fußes - abgebremst wird. Diese Dorsalsperrung ist wichtig für die " Kniesicherheit " des Beines. Durch Gummipuffer oder Federn wird eine Abfederung der Dorsal- und Plantarflexion erstrebt. Das Gelenk wird entweder als " Hängegelenk" oder als"Berliner Gelenk " gebaut. Ersteres ist ein Gelenk mit durchgehender Gelenkachse, nur bei Holzfüßen anzuwenden, bei letzterem hingegen ist die Achse an seitlichen Schienen außen befestigt, bei Lederbeinen gebräuchlich.

Ich möchte einige Beschreibungen folgen lassen, um das Typische an dieser Gelenkart herauszustellen :

Vor dem 1. Weltkrieg waren Konsturktionen sehr beliebt, in denen mittels Saiten die Fußbewegungen kontrolliert wurden. Meist waren sie aus Holz, vorn mit Zehengelenke, der Gelenkbolzen liegt in einer Scheibe aus Hartholz. Saiten verbinden den Fuß mit dem Unterschenkel. Eine Saite ermöglicht das Anheben der Fußspitze,während des Gehens, eine andere verhindert das Herabsinken des Fußes in Spitz-

fußstellung. Bei MARKS, New York ist der Fuß aus Gummi, der Kern aus Holz. (Abb.104)

Gummipuffer verwendet PFISTER, Berlin, beidseits in der Gelenkachse steckt je ein Gummizylinder, der vordere ist kräftiger wegen der größeren Belastung, die auf ihn einwirkt. (18)(Abb.105)

Nicht durch anderes Material, sondern durch Formverschiedenheit erreicht Stefan ROSENFELDER, Nürnberg dieselbe Wirkung. Der vordere Gummipuffer hat die Form einer rechteckigen Platte, der hintere die einer kurzen Säule. Durch diese Anordnung wird der vordere Puffer weniger preßbar und hält so den größeren Druck bei Abheben der Ferse aus. (18) (Abb.106)

Den Nachteil des Gummis versuchte SAMBERGER, München zu verhindern, indem die Puffer in Zapfen geführt werden. (18)

Anstatt Gummipuffer waren auch Federn in Gebrauch, angeblich wegen Gummimangels während des 1. Weltkrieges. Bei ihnen besteht durch die Abnutzung die Gefahr, daß sie brechen.

Hierher gehört das Gelenk von DÖRFLINGER, das bei uns durch FISCHER, Freiburg bekannt wurde. Der Fuß besteht aus mehreren Stoffen, die unterste Lage ist Blockfilz, darauf folgt der Kern aus Weidenholz und zwischen dem Stahllager des Unterschenkels und Fußes als Polster nochmals Filz. Eine rückwärtige Stange zwischen den beiden Teilen wirkt einer zu starken Komprimierung des Polsters entgegen. Die Elastizität im Fußgelenk wird durch eine in Gummi

Abb. 104 :
Fuß nach MARKS

Abb. 105 :
Fuß nach PFISTER

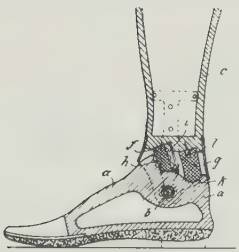


Abb. 106 :
Fuß nach ROSENFELDER

gelagerte Feder erreicht, die durch eine Mutter auf dem Stahlbolzen angezogen ist. (17) (Abb.107)

Bei HUBER, Kaiserslautern liegt der Federungsmechanismus im Unterschenkel und zwar sind sowohl für die Abbremsung der Plantar- als auch Dorsalflexion Federn auf demselben Bolzen aufgezogen. Bei Dorsalflexion werden die Federn komprimiert, bei Plantarflexion die Zugfeder gesperrt. (18)(Abb.108)

Federn beidseits der Gelenkachse finden sich bei ZOCH, München (17, 18) (Abb. 109)

Von den bisherigen Gelenken abweichend sind diejenigen von GEFFERS und SCHWABE, da die Bewegung nicht um einen Bolzen erfolgen, sondern als eine Art " Schaukelgelenk " ausgebildet sind. So schaukelt beim GEFFERS-Fuß ein Zapfen des Unterschenkels in einer entsprechenden Aushöhlung des Fußes, wobei Fuß und Unterschenkel durch zwei Stifte festgehalten sind. Der Unterschenkelteil in dem SCHWABE'schen Gelenk ist oval geformt, trägt zwei Zapfen, die während der Beugung in eine Rinne des Fußes tauchen. Hier stellt eine Spiralfeder die Verbindung beider Teile her.

Zweiachsige Knöchelgelenke:

Zur selben Zeit etwa wurden auch die zweiachsigen Knöchelgelenke entwickelt. GOLOMAN RATH, Budapest bildet sie als Doppelscharnier aus. Er geht davon aus, daß dadurch eine größere Belastungsfläche ausgebildet wird, was aber auch bei den einachsigen Gelenken durch den vorderen Anschlag erreicht wird. (18) (Abb.110)

KÄSSNER, Freiburg konsturiert in seinem zweiachsigen Fußgelenk ein elastisches Fußgewölbe durch längsparallele

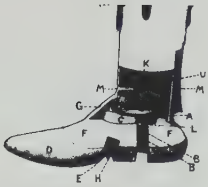


Abb. 107:
Fuß nach DOERFLINGER

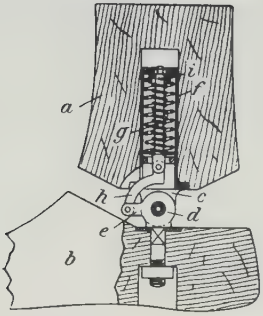


Abb. 108:
Fuß nach HUBER

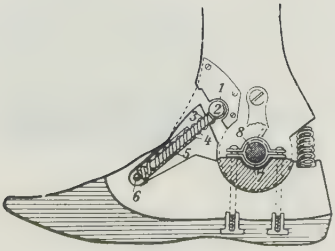


Abb. 109:
Fuß nach ZOCH

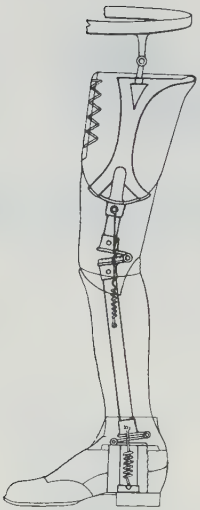


Abb.110 :
Fuß nach RATH

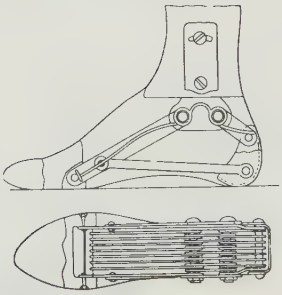


Abb.111 :
Fuß nach KÄSSNER

Federstahldrähte, die Vorfuß, Achsen und Ferse miteinander verbinden.(18) (Abb. 111)

LENGFELLNER erreicht dies durch eine Gabel mit zwei Rollen am Unterschenkelende, die auf einer Blattfeder des Fußes rollen.

Fußgelenke, in ihrer Bewegung abhängig von anderen Gelenken:

Infolge der Mängel der Fußgelenke, deren wichtigste darin bestand, daß die Fußspitze beim Durchschwingen am Boden hängenblieb, versuchte man, die Bewegungen des Fußes mit denen des Kniegelenkes zu verbinden.
In dieser Richtung tauchen Vorrichtungen erstmals um die Jahrhundertwende auf. Zunächst versuchten einige Erfinder (SCHLÜTER, LEISTEN und REHLE) über Riemen, die über Knie und Schulter verliefen, eine Dorsalflexion herbeizuführen. Dabei war jedoch die Kniebeugung beeinträchtigt. Zur gleichen Zeit probten andere Erfinder (RUPPERT und JAKS) mittels Hebelstangen diese kombinierte Bewegungsform zu erreichen.
Eine andere, zugleich sehr interessante Möglichkeit dieses Problem zu lösen, fand BEHR 1893. Der Stumpf trifft bei Belastung auf ein Druckkissen, wodurch über eine Schubstange eine Plantarflexion ausgelöst wird. Bei Entlastung geht der Fuß von selbst in Dorsalflexion zurück.

In einer neueren Erfindung aus dem Jahr 1965 von dem Diplom-Ingenieur Klaus BECKER, Wetter, wird eine andere Idee vorsgestellt. Hier wird eine belastungsunabhängige, aber einstellbare, nur in einer Drehrichtung wirksame

Bremse eingebaut, die beim Abrollen über dieFußspitze wirksam wird. Dies wird bewerkstelligt über Ringe (5) mit Ausfräsungen (5 a), auf denen Walzkörper (9) laufen. Dadurch ist die Drehung in einer Richtung frei, in der anderen erfolgt ein Festsetzen der Ringe, und zwar beim Abrollen des Fußes über die Fußspitze. (Abb.112)

Ergänzend zu den vorgenannten Konstruktionen sei noch der Prothesenfuß mit wandernder Gelenkachse genannt, dessen Erfindung in die neuere Zeit fällt, etwa um 1945. Hier taucht wieder der Name SCHUBJÊ's auf, der durch eine Wanderung der Kniefußlinie im Fuß nach vorn und im Knie nach hinten einen gewissen Ersatz der dynamischen Wirkung der verlorengegangenen Muskulatur sah. Die nach vorne verlagerte Achse erhöht die Kniesicherheit hauptsächlich beim Fersenauftritt und beim Bergabgehen.

Der steife Fuß:

Wie ich bereits im allgemeinen Teil ausführte, ist für die Kniesicherheit besonders die Dorsalsperrung im Fuß wichtig, ebenso verlangt eine gute Abrollung nach einem vorderen Anschlag. Diesen Forderungen wird man am besten durch einen ungelenkigen Fuß gerecht. Dabei sind aber einige wichtige Bauprinzipien zu beachten. Die größte Sicherheit beim Fersenauftritt würde man durch eine plantarflektierte Stellung des Fußes erreichen, was sich aber nachteilig auf den Stand auswirken würde. Wird die Sohle zu sehr dorsalflektiert angebracht, besteht die Gefahr, daß beim Fersenauftritt der Unterschenkel mit nach vorne gezogen wird. einen Kompromiß stellt die abgerundete Sohle dar. (Abb. 113)

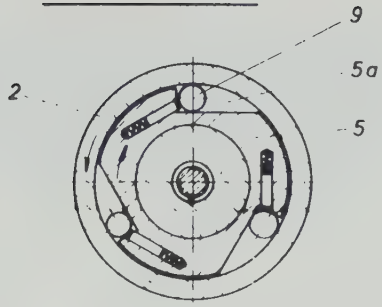


Abb. 112:
Bremse nach BECKER

Abb. 113 : Steifer Fuß

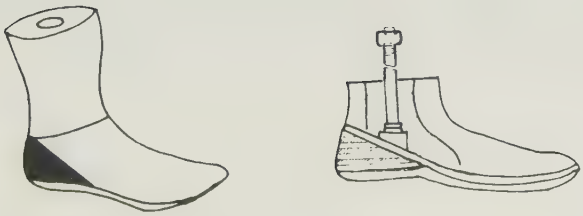


Abb. 114 : SACH - Fuß

Aus Metall war die gebogene Fußplatte HOEFTMANNS, Königsberg, was sich für den Prothesenträger insofern nach eilig ausgewirkt haben muß, da dieses unelastische Material die Unebenheiten des Bodens auf den Stumpf überträgt. (18)

DOLLINGER's Fuß zeigt Abrundungen der Sohle sowohl in der Längs- als in der Querachse, er ist über zwei seitliche Schienen ungelenkig mit dem Unterschenkel verbunden. Trotz der gut durchdachten Konzeption fehlt diesem Fuß die Elastizität, das Material ist Holz, außerdem mag er manchen Prothesenträger zu wenig formgerecht gewesen zu sein. Aber er war auch hauptsächlich für die sogenannten Arbeitsbeine, z. B. für Landwirte, konzipiert, denen vor allem an Stabilität und Einfachheit in der Konstruktion lag.

BINGLER und BREITENBACH fertigten den Fuß aus Filz, der einen weichen Auftritt garantieren sollte, KLEIN ließ den in einen Holzkeil endigenden Unterschenkel in einen Filzfuß ein.

Bei den erwähnten Füßen lag der Nachteil im Material. Gummi ist zu schwer und der Filz nutzt sich zu leicht ab.

Der steife Kunstfuß konnte erst dann serienmäßig hergestellt werden, als dieser Materialfehler behoben war. Dies ist erst nach dem 2. Weltkrieg der Fall.

Um 1950 wird in Amerika ein steifer Kunstfuß entwickelt - der SACH-Fuß (" Solid Aukle Cushion Heel "), der aus einem Hartholzkern besteht, umgeben von festem Plaststoff und aus einem Fersenstück aus schwammigen Material. Mittels eines Bolzens ist er am Unterschenkel befestigt. (17) (Abb.114)

Wenig später, um 1960 gelingt eine weitere Verbesserung dieser Füße durch die Firma Otto BOCK, Duderstadt. Der durchschlagende Erfolg wird durch das neue Material Pedilen - ein Hartschaumgummi - gewährleistet, das den Fuß leichter und elastischer macht. Der Knöchelteil ist aus Holz und mit dem Unterschenkelteil ebenfalls durch einen Bolzen verbunden. Die Vorteile dieses Fußes liegen in seiner Stabilität, Einfachheit, geringem Gewicht und seiner kosmetisch sehr ansprechenden Form.

Er wird vorallem für die MODULAR-Prothese und BACH_Prothesen verwendet und vorallem die weiblichen Patienten bevorzugen ihn wegen des Aussehens.

Beurteilung :
Ein Vergleich der einzelnen Fußgelenkskonstruktionen zeigt, daß sich letztlich diejenigen durchsetzten, die am einfachsten gebaut waren. Vom Fuß an der Prothese wird hauptsächlich Stabilität verlangt, da er ja die Körperlast zu tragen hat. Allzu komplizierte Konstruktionen und Bewegungsmöglichkeiten werden oft mit einem Verlust der Stabilität erkauft. Außerdem sollte der Fuß an verschiedene Prothesen angebracht werden können, um ihn in seiner Produktion rentabel zu machen. Diesen Anforderungen am besten entspricht bisher der SACH-Fuß.

d) Fußersatz

Am wenigsten unter allen Ersatzgliedern bereitet der Fußersatz für die Orthopädiemechaniker Schwierigkeiten, obwohl auch hier schon Gesetzmäßigkeiten beachtet werden, die ZUR VERTH zusammenstellte.
So muß der Fuß sich wieder abwickeln können, der Fuß darf beim künstlichen Schuh nicht vorwärts rutschen, die Schuhform soll auch bei längerem Gebrauch erhalten bleiben.

Stellvertretend für frühere Konstruktionen seien der Fuß von WINDLER, von STILLE und das Modell MARKS erwähnt, die bei Amputationsstümpfen nach PIROGOFF und SYME Anwendung fanden. An einem mit dicker Filzsohle versehenen Holfuß schließt sich eine Lederhülse an mit einer Schnürvorrichtung, die bis unter die Kniekehle reicht (WINDLER).
Im Fuß von STILLE dient eine Stahlplatte zur Aufnahme des Stumpfes, daran anschließend das Schnüroberteil aus Leder. Der Fuß aus Holz und Filz wird unterhalb der Knöchelhöhe mittels Bügel an dem Scharnierkern befestigt. (Abb.115)

MARKS- New YORK stellt den Stumpf in einen Fußteil aus Holz, von Gummi umgeben. Der Unterschenkelteil besteht vorne aus einer Aluminiumschale, eine Lederhülse umschließt den ganzen Unterschenkel und wird vorne über der Aluminiumhülse verschnürt. (Abb.116)

In neuerer Zeit wurde erkannt, daß der Kunstfuß nicht einfach als Ersatz gebaut werden kann, sondern auch hierbei Gesetzmäßigkeiten zu beachten sind.

Dr. KÖHLER, ein Techniker, wies beim menschlichen Fuß eine Knickbereitschaft nach, die dadurch entsteht, daß die " Be-

Abb. 115:
Fuß von
STILLE

Abb. 116 :
Fußersatz von
MARKS

lastungslinie " als Resultante von Einzelkräften, die auf das Fersenbein übertragen werden, nicht mit der " Auflagelinie ", die durch den Bodendruck auf das Fersenbein entsteht, übereinstimmt. Für den Kunstfuß ergibt sich eine Stellung nach außen gegenüber der Belastungslinie.

Um diese Korrektur vornehmen zu können, eignet sich als Werkstoff wiederum Holz am besten. Der"Holz - PIROGOFF" bei dem sich der Holzfuß in eine Holzvorderschale fortsetzt und mit einer hinteren Lederlasche geschlossen ist, scheiterte oft an der schwierigen Bearbeitung. (Abb.117)

Der Lederstahlschienen-PIROGOFF weist die Nachteile des Leders - Schwitzen, Geruch, schnellere Abnutzung - auf, die schon im Kapitel über das Material beschrieben wurden.
Es gibt zwei Arten :
Einmal mit einem Scharniergelenk, das zwischen Unterschenkelteil und Fuß liegt, was zu einer starken Abnützung und Instabilität führt. Eine andere Ausführung, bei denen die Schienen den Fuß miteinbeziehen, wodurch diese sehr stabil sein müssen und somit das Bein schwer wird. (Abb.118)

Vor allem beim nicht tragfähigen Stumpf muß die Prothese wegen der Ausnutzung von Tragflächen am Knie aus Holz gearbeitet sein. Hier leistet das Holz-PIROGOFF-Bein mit gut passendem Ring, Fensterung, gute Dienste.

Eine andere Möglichkeit bei gut tragfähigem Stumpf besteht aus einer Leichtmetall-Prothese mit gefenstertem Stumpfbett, welches lediglich durch ein in Achtertour gelegtes Gummiband befestigt ist. Der Vorfuß aus Filz ist gelenklos angebracht. (Abb.119)

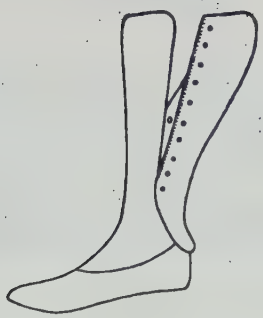


Abb. 117 :
Holz - PIROGOFF

Abb. 118 :
Lederstahlschienen -PIROGOFF

Abb. 119 :
Leichtmetall-Fußersatz

III. SCHLUSSBETRACHTUNG

Nach den vorliegenden Ausführungen ist vielleicht ersichtlich geworden, daß der Stand der heutigen Prothesenfertigung eigentlich nur durch die Darstellung ihrer Entwicklung zu verstehen ist. Immer wieder wird deutlich, daß Vor- und Nachteile die folgende Generation der Prothesenbauer zur Weiterentwicklung oder Verbesserung anregte. War der Weg bis zur Wende des 20. Jahrhunderts gekennzeichnet durch Experimentieren, so drängte es die Mechaniker immer mehr, durch die Erforschung des menschlichen Ganges Gesetzmäßigkeiten für das Kunstbein zu finden, die auch heute noch gültig sind.

Neue Erfindungen auf anderen Gebieten machten sich findige Köpfe zunutze, um sie in den Dienst des Kunstbeinbaues zu stellen, wie es z. B. bei der Hydraulik der Fall war. Zugleich sollte deutlich werden, wie sehr auch die Forderungen des Amputierten zu verschiedenen Zeiten Einfluß auf die Gestaltung des Prothesenbaues nahmen.

War im Mittelalter ein einfacher Ersatz durch ein Stelzbein für die meisten ausreichend, durch welchen sie ihre Verkrüppelung oft noch als Bettler zu einem Geschäft machten, so liegt heute der Akzent auf einer möglichst naturgetreuen Nachbildung, was zum Aufschwung der kometischen Prothese führte.

Daß die größte Schwierigkeit die Gelenkversorgung ist, kommt schon darin zum Ausdruck, wieviele verschiedene Erfindungen es auf diesem Gebiet gibt. Komplizierte Vorrichtungen waren oftmals mit dem Nachteil des Gewichts und der

Reparaturanfälligkeit behaftet, einfache durch den Mangel an Sicherheit. Ein guter Weg scheint nun durch die Anwendung der Hydraulik beschritten und ich glaube, es wäre besser, diese Möglichkeiten auszuschöpfen, als durch immer wieder neue Erfindungen gute Ideen fallenzulassen.

In diesem Zusammenhang sei auch darauf hingewiesen, daß nun Versuche im Gange sind, Fremdkräfte für das Bein nutzbar zu machen, wie dies bei der Armprothese der Fall ist. Meines Erachtens ist dies für das Bein nicht notwendig, da hier nicht diffizile Funktionen wie am Arm, ersetzt werden müssen. Es sollte vielmehr danach gestrebt werden, die Hauptprobleme des Mechanikers - gute Sicherheit im Stand und während des Gehens - mit der Hauptforderung des Amputierten - gute Kosmetik und Nachahmung des menschlichen Ganges - durch die vorhandenen Möglichkeiten zu lösen.

LITERATUR - VERZEICHNIS

1) BÄHLER, A.: Der Aufbau der Oberschenkelprothese; statische und dynamische Probleme. Orthopädietechnik Jan. 1968, S. 4 - 10

2) BÄHLER, A.: Die prothetische Sofortversorgung von Beinamputierten. Orthopädietechnik Juni 1969, S. 153 - 154

3) BAEYER v.: Trichterlose Prothesen. Münchner Medizinische Wochenschrift 1917

4) BECKER, K.: Künstliches Fußgelenk für Beinprothesen Deutsches Patentamt, Patentschrift Nr. 1525059

5) BECKER, K.: Gelenk mit einstellbarer Bremse. Deutsches Patentamt, Offenlegungsschrift 1945670, März 1971

6) BLATCHFORD, B.: Modular-Prothesen-System Blatchford. Orthopädie-Technik 8/74, S. 110 - 113

7) BOENICK, U.: Aufbau und Wirkungsweise der Henschke-Mauch Schwung-Standphasenstuerung Type SNS. Orthopädie-Technik 2/76, S. 22 - 27

8) BOENICK, U.: Möglichkeiten und Grenzen hydraulischer Systeme in der Orthopädie. Orthopädie-Technik 5/74 S. 62 - 65

9) BREITENFELDER, J.: Das Orthopädische Geschichts- und Forschungsmuseum in Würzburg. Orthopädie-Technik 10/1972 S. 289 - 291

10) BREITNER, Chirurgische Operationslehre, Urban & Schwarzenberg Verlag, München - Berlin - Wien, Bd. I - V

11) BROSCHE, R.: Entwicklung und Stand künstlicher Kniegelenke. Medizinische Technik 4/1949, S. 82 - 85

12) BROSCHE, R.: Neue Betrachtungen zur Kinematik der unteren Extremitäten.
Medizinische Technik 11/1950 S. 253 - 257

13) BURGER, S.: Die Rohrskelettprothese und ihre Anwendung.
Orthopädie-Technik Nov. 1968 S. 303

14) CORNELIUS, E. + A.: Hydraulische Prothesen; derzeitiger Stand und Entwicklungsmöglichkeiten.
Orthopädie-Technik Mai 1968 S. 119 - 123

15) ELLE, R.: Amputierte und Prothesen.
Gustav Fischer Verlag Jena 1950

16) ENDERT, H.: Über die Verwendung von Kunststoffen bei der Herstellung von Unterschenkelprothesen.
Zschr. Orthopädie 91/1959, S. 623

17) FAYAL, G.: L'histore des prothèses et des orthèses
Universitè de Nancy, 1972

18) GOCHT - RADIKE - SCHEDE : Künstliche Glieder.
Enke Verlag 1920

19) HABERMANN, H.:Biomechanische Aspekte bei der Herstellung von Prothesen der unteren Extremitäten.
Orthopädie-Technik 12/75, S. 180 - 183

20) HABERMANN, H.: Die Funktionen des Prothesenfußes, spezielle bei der Oberschenkelprothese.
Orthopädie-Technik Dezember 1968, S. 339 - 343

21) HARTRAMPF, K. H.: Der Stellenwert der Modularprothesen in der modernen Rehabilitation.
Orthopädie-Technik 8/74, S. 101 - 105

22) HEPP. O.: Vorzüge und Nachteile des Metallbeines gegenüber dem Holzkunst-bein.
Medizinische Technik 3/1949, S. 55

23) HAERTEL, H.: Über die prothetische Versorgung der Hüftexartikulation.
Zschr. Orthopädie 81/1952, S. 124 - 134

24) HOFFMANN, S.: Über ein doppeltes Hüftscharnier für Oberschenkelprothesen.
Münchner Medizinische Wochenschriften Nr.49 S. 1580 - 1582

25) HOFFMANN - DAIMLER, S.: Ein brems- und sperrbares Zweiachsen-Oberschenkelbein.
Medizinische Technik 7/8 1951, S. 76 - 77

26) JACOBS, K. - H.: Die Rohrskelettprothese und ihre Anwendung.
Orthopädie-Technik, Nov. 1968, S. 299 - 303

27) JOHANN, K.: Physiologisches oder einachsiges Kniegelenk ?
Medizinische Technik, Heft 4, S. 78 - 82

28) JORDAN, A.: Mit der Sofortprothese sofort wieder auf den Beinen.
READERS DIGEST, Nr. 29, S. 27 - 30

29) KNOCHE, W.: Die Regnell-Hydraulik; ihre Anwendung und Indikation aus der Sicht der Praxis.
Orthopädie-Technik 10/1971, S. 277 - 280

30) KNOCHE, W.: Die Unterschenkel-Kurzprothese; ihre Anwendung und Möglichkeiten.
Orthopädie-Technik 12/72, S. 365 - 367

31) KNOCHE, W.: Das Kolman - Sefety - Knee, ein Feststellungsersatz ?
Orthopädische - Technik 1/74, S. 10 - 12

32) KRISTEN, H.: Sofortversorgung: Ärztliches oder orthopädisches Problem ?
Orthopädie - Technik Juni 1969, S. 152

33) KUHN, G.-G.: Bemerkungen zum Thema Rohrskelett-Prothese.
Orthopädie-Technik Nov. 1968

34) LANG, A.: Lehrbuch für Orthopädie - Mechaniker und Bandagisten.
H. - Heinike Verlag, Berlin 1910

35) LANGHAGEL, J.: Die Beinprothese.
Gustav - Fischer - Verlag Stuttgart 1967

36) LANGHAGEL, J.: Erfahrungen mit dem Kontaktschaft bei Unter- und Oberschenkelprothesen unter besonderer Berücksichtigung von Stumpferkrankungen.
Orthopädie-Technik März 1969, S. 65 - 69

37) MARQUARDT, W.: Gliedmaßenamputationen und Gliedersatz.
Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart 1950

38) MAUCH, H. - A.: Knöchelgelenk mit hydraulischer Steuerung.
Orthopädie-Technik 7/75, S. 107 - 109

39) NÄDER, M.: Die Otto-BOCK Modular-Beinprothese.
Orthopädie-Technik 12/1974, S. 176 - 179

40) NAKAJIMA, H.: Prothesen-Vorrichtungen zum Vereinigen des Oberschenkels mit dem Unterschenkel.
Deutsches Patentamt, Offenlegungsschrift 2317561 Okt. 1973

41) NICOD L. et RIPPSTEIN, J.: Progrès dans la construction des prothèses de jambe: la prothèse PTB.
Schweizerische Medizinische Wochenschrift Nr. 5, S. 209 - 212

42) OLITRAUT und BECKENMACHER : Die ST-Prothese.
Orthopädie-Technik 8/74, S. 114 - 116

43) PFAU : Ergebnisse präktischer Erprobungen mit dem Henschke-Mauch-Kniegelenk.
Orthopädie-Technik 2/76, S. 25 - 27

44) PISCHEL, G.: Illustrierte Kunstgeschichte der Welt.
Südwest-Verlag München

45) POETS, R.: Die Versorgung mit KBM-Prothesen und ihre Probleme.
Orthopädie-Technik 12/1973, S. 404 - 406

46) POETS, R.: Die Einbettung des Oberschenkelstumpfes.
Orthopädie-Technik 10/73, S. 332 - 335

47) PRAHL, J.: Modular-Prothesen System IPOS.
Orthopädie-Technik 8/74, S. 105 - 109

48) PRAHL, J.: SECURA - Kontaktsteuerknie.
Orthopädie-Technik April 1970

49) PRATER, A.: Pieter Bruegel der Ältere.
Bruckmann - München

50) RAUBER - KOPSCH :Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart1968

51) RICHTER, H.: Sonderkonstruktionen von Kniegelenken.
Zschr. für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 78, 1949, S. 71 - 80

52) ROGNER & BERNHARD : Albrecht Dürer 1471 - 1528
(1. und 2. Band)

53) SCHUBJE, H.: Anatomische und technische Achsen II.
Medizinische Technik Heft 8, 1954, S. 166 - 168

54) SCHUBJE, J. Das stato-dynamische Kunstbein.
Medizinische Technik Heft 10, 1948, S. 124 - 127

55) STECHOW, W.: Pieter Bruegel der Ältere.
Verlag M. DuMont Schauberg

56) THOMSEN : Sonderkonstruktionen von Beinprothesen
(Knie- und Fußkonstruktionen.)
Verh. dtsch. Orthopädie Ges. 39 Kongreß 81
1951, S. 163 - 171

57) VERTH zur : Kunstglieder und orthopädische Hilfsmittel.
Springer Verlag 1941

58) VETTEN de, A.L. und GAALEN von A.-H.: Die vorläufige Prothese.
Orthopädie-Technik 3/74, S. 38 - 41

59) WALDEYER A.: Anatomie des Menschen.
I. Teil. De-Gruyter-Verlag, Berlin-New-York,1973

60) WECHSELBERGER, F.: Die Vorteile der selbsttragenden Unterschenkelprothese " Patellar- Tendon- Bearing-Knee " Prothesis "
Wiener Medizinische Wochenschrift Nr. 25/26
1966, S. 595 - 597

61) WERTHER, H.: Die mittlere anatomische Kompromißachse des Kniegelenks in der Orthopädie-Technik. Jan. 1968, S. 15 - 16

62) ZEPERNIK, H.: Die Nachahmung des organischen Kniegelenks. Med.-Technik Heft 1/2 1948, S. 15 - 18

Lebenslauf

Am 2. Januar 1951 wurde ich als zweites Kind meiner Elter Friedrich und Georgine Augustin geborene Fey, in Grafenau / Bayer. Wald geboren. Hier wuchs ich auf und ging von 1957 an 5 Jahre zur Volksschule.

Dann wechselte ich mit 11 Jahren auf das Neusprachliche Gymnasium Niedernburg in Passau, wo ich 1971 das Abitur ablegte.

1971 begann ich in Würzburg zu studieren, zunächst 1 Semester Physik, anschließend Medizin. Das Studium beendete ich 1979 mit der ärztlichen Prüfung.

Seit 1. Januar 1980 arbeite ich auf der Unfallchirurgie des Landkrankenhauses Coburg.

Ich bin verheiratet mit dem Arzt Claus Beck und habe zwei Töchter, Susanne und Verena.

Friederike Beck